

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL

QUANTIFICATION DES PARAMÈTRES BIOMÉCANIQUES AFFECTANT LES
COMPOSANTES MUSCULAIRES DU SYSTÈME MAIN-BRAS LORS DE
L'UTILISATION D'UN POT VIBRANT

MÉMOIRE
PRÉSENTÉ
COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN KINANTHROPOLOGIE

PAR
CHRISTIAN KELLY

FÉVRIER 2013

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À MONTRÉAL
Service des bibliothèques

Avertissement

La diffusion de ce mémoire se fait dans le respect des droits de son auteur, qui a signé le formulaire *Autorisation de reproduire et de diffuser un travail de recherche de cycles supérieurs* (SDU-522 – Rév.01-2006). Cette autorisation stipule que «conformément à l'article 11 du Règlement no 8 des études de cycles supérieurs, [l'auteur] concède à l'Université du Québec à Montréal une licence non exclusive d'utilisation et de publication de la totalité ou d'une partie importante de [son] travail de recherche pour des fins pédagogiques et non commerciales. Plus précisément, [l'auteur] autorise l'Université du Québec à Montréal à reproduire, diffuser, prêter, distribuer ou vendre des copies de [son] travail de recherche à des fins non commerciales sur quelque support que ce soit, y compris l'Internet. Cette licence et cette autorisation n'entraînent pas une renonciation de [la] part [de l'auteur] à [ses] droits moraux ni à [ses] droits de propriété intellectuelle. Sauf entente contraire, [l'auteur] conserve la liberté de diffuser et de commercialiser ou non ce travail dont [il] possède un exemplaire.»

REMERCIEMENTS

Par la présente, je tiens à remercier plusieurs personnes qui m'ont aidé à mener à terme ce projet de maîtrise et qui ont permis la réalisation de cette étude. Entre autres, la disponibilité de chacun ainsi que la qualité de l'expérience transmise a été d'un grand appui dans la réalisation de mon projet.

Mes premiers remerciements vont à Benoit Sansregret (UQAM), Robin Drolet (UQAM) et Carole Roy (UQAM) qui ont su mettre à ma disposition un équipement de laboratoire dans les délais nécessaires et dans un état plus qu'exemplaire. D'ailleurs, Carole Roy a été d'un grand support tant au niveau de la réalisation des laboratoires qu'en ce qui concerne mon soutien académique et l'aide à ma réussite.

Je veux remercier Marc Bélanger Ph.D., directeur du département de kinanthropologie de l'UQAM, pour son implication face à la réalisation de ce projet de maîtrise et pour sa participation en tant que membre interne de mon jury d'évaluation. Son support technique a été grandement apprécié.

J'aimerais remercier Pierre Marcotte de l'IRSST pour sa participation en tant que membre externe de mon jury d'évaluation, mais aussi pour sa gentillesse et son soutien technique et professionnel dans la réalisation de l'expérimentation. Son expertise dans le domaine étudié lui vaut ces remerciements.

De plus, j'aimerais remercier Vincent Mandeville Gauthier, collègue à la maîtrise, pour son soutien moral et technique. Sa participation aux expérimentations tout comme sa présence humoristique habituelle m'ont valu des journées bien équilibrées.

Finalement, un grand remerciement à mon directeur de recherche, Denis Marchand Ph.D., pour la mise à terme de ce projet de maîtrise, mais aussi pour ses nombreux conseils et son expertise dans le domaine qui m'ont valu un apprentissage de la plus grande qualité, mais aussi un enrichissement professionnel et personnel. Merci aussi pour sa confiance dans les divers projets et cours auxquels j'ai participé.

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES	vi
LISTE DES TABLEAUX	xii
RÉSUMÉ	xiv
INTRODUCTION	1
CHAPITRE I	
REVUE DE LA LITTÉRATURE	4
1.1 Composition corporelles (Tissus)	4
1.1.1 Muscles	4
1.1.1.1 Tissu musculaire	4
1.1.1.2 Tendon	4
1.1.2 Contraction musculaire	6
1.1.2.1 Mécanisme de contraction	7
1.1.2.2 La mesure de l'activité musculaire	9
1.1.2.3 Système énergétique	11
1.1.3 Articulations	13
1.2 Origine des TMS	14
1.2.1 Charge statique	16
1.3 Vibration	20
1.3.1 Impacts physiologiques	20
1.3.1.1 Impact vasculaire	20
1.3.1.2 Impact neuromusculaire	23
1.3.2 Effet mécanique de la vibration	27
1.3.2.1 Impact mécanique de la vibration	28
1.3.2.2 Impact des caractéristiques du sujet	41
1.4 Hypothèses	46

CHAPITRE II

MÉTHODOLOGIE	48
2.1 Sujets	48
2.2 Variables indépendantes	51
2.3 Variables dépendantes	52
2.3.1 L'électromyographie.....	52
2.3.2 Mesures des positions articulaires et des vibrations	57
2.4 Conditions expérimentales	59
2.5 Analyse statistique.....	60

CHAPITRE III

RÉSULTATS ET DISCUSSIONS.....	61
3.1 Positions articulaires.....	62
3.2 Forces résultantes soumises au bras	65
3.3 Transmission de la vibration au membre supérieur.....	67
3.3.1 Somatotypes.....	68
3.3.1.1 Résultats	68
3.3.1.2 Discussion.....	68
3.3.2 Forces de préhension	69
3.3.2.1 Résultats	69
3.3.2.2 Discussion.....	73
3.3.3 Amplitudes de la vibration.....	75
3.3.3.1 Résultats	75
3.3.3.2 Discussion.....	79
3.3.4 Fréquences de la vibration	81
3.3.4.1 Résultats	81
3.3.4.2 Discussion.....	84
3.3.5 Interactions doubles.....	86
3.3.5.1 Résultats	86
3.3.5.2 Discussion.....	99
3.4 Recrutement musculaire du membre supérieur	105
3.4.1 Somatotypes.....	108

3.4.1.1 Résultats	108
3.4.1.2 Discussion.....	112
3.4.2 Forces de préhension	115
3.4.2.1 Résultats	115
3.4.2.2 Discussion.....	126
3.4.3 Amplitudes de la vibration.....	129
3.4.3.1 Résultats	129
3.4.3.2 Discussion.....	134
3.4.4 Fréquences de la vibration	135
3.4.4.1 Résultats	135
3.4.4.2 Discussion.....	138
3.4.5 Interactions doubles	140
3.4.5.1 Résultats	144
3.4.5.2 Discussion.....	155
DISCUSSION GÉNÉRALE	159
CONCLUSION	165
LIMITATIONS DE L'ÉTUDE	166
APPENDICE A	167
APPENDICE B	168
APPENDICE C	169
BIBLIOGRAPHIE	172

LISTE DES FIGURES

Figure	Page
1.1 Image du muscle attaché à l'os par le tendon (tirée de Leonard Dank / Imagineering)	6
1.2 Image des filaments d'actine et de myosine lors d'une contraction musculaire (McArdle, 2001)	7
1.3 Image des tensions musculaires pouvant être produites en fonction de la longueur du muscle (Wirhed, 1985)	8
1.4 Jonction muscle-électrode lors de l'analyse par EMG (Chaffin, 2006)	9
1.5 Évolution des symptômes de l'apparition des TMS (tirée de Kuorinka et Forcier, 1995)	14
1.6 Pression dans le muscle sus-épineux en fonction de la position du bras (Jarvholm, 1988). .	17
1.7 Courbe du temps d'endurance musculaire en fonction du pourcentage de la CVM (Rhomert 1968).....	18
1.8 Lésions des tissus suite au maintien statique d'une charge (image adaptée de McGill, 1997)	19
1.9 Représentation du mouvement oscillatoire de la vibration.....	28
1.10 Exemples d'amplitudes vibratoires observées sur des outils vibrants (INRS, 2006)	30
1.11 L'accélération pondérée en fréquence de la vibration (Tirée du guide de la CCHST et de la norme ISO 5349-1)	31
1.12 Axes de mesures des vibrations (INRS, 2006)	32
1.13 Graphique de l'impédance mécanique moyenne (ISO mean) du système main-bras en fonction de la fréquence de la vibration (Tirée de Dong et al., 2005)	34
1.14 Position des os du poignet lors d'une déviation radiale ou abduction (à gauche) et ulnaire ou adduction (à droite) (figure tirée de Kapandji, 1980)	42

1.15 Représentation du système d'amortissement que propose le système main-bras. (Image adaptée du modèle de Fritz, 1991)	43
2.1 Image anatomique du trapèze supérieur et du deltoïde postérieur (Tirée de Leonard Dank / Imagineering).....	53
2.2 Image anatomique du deltoïde antérieur (tirée de Leonard Dank / Imagineering).....	54
2.3 Image anatomique du biceps brachial (à gauche) et du triceps brachial (à droite) (Tirée de Leonard Dank / Imagineering).....	54
2.4 Image anatomique de l'extenseur commun des doigts et du long extenseur radial du carpe (Tirée de Leonard Dank / Imagineering)	55
2.5 Image anatomique du fléchisseur ulnaire du carpe et du fléchisseur superficiel des doigts (Tirée de Leonard Dank / Imagineering)	55
2.6 Pot vibrant et instruments utilisés pour les différentes conditions expérimentales	59
2.7 Photo de côté (à gauche) et vue d'en haut (à droite) de la poignée de 40mm connectée au pot vibrant	60
3.1 Positions articulaires du membre supérieur pour la déviation neutre du poignet.....	62
3.2 Positions articulaires du membre supérieur pour la déviation radiale du poignet	63
3.3 Positions articulaires du membre supérieur pour la déviation ulnaire du poignet.....	64
3.4 Positions articulaires de l'avant-bras en fonction d'une déviation neutre du poignet	65
3.5 Directions des accélérations résultantes à l'articulation du poignet en fonction des trois déviations du poignet.....	66
3.6 Directions des accélérations résultantes à l'articulation du coude en fonction des trois déviations du poignet.....	67
3.7 Accélérations transmises (en m/s^2) au poignet en fonction des forces de préhension pour les déviations neutre (en haut) et radiale (en bas) du poignet	70
3.8 Accélérations transmises (en m/s^2) au coude en fonction des forces de préhension pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet	72

3.9 Accélération transmise (en m/s^2) au poignet en fonction des amplitudes de la vibration (en m/s^2) pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet.....	76
3.10 Accélération transmise (en m/s^2) au coude en fonction des amplitudes de la vibration (en m/s^2) pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet.....	78
3.11 Accélération transmise (en m/s^2) au poignet en fonction des fréquences de la vibration pour les déviations neutre (en haut) et radiale (en bas) du poignet	82
3.12 Accélération transmise (en m/s^2) au coude en fonction des fréquences de la vibration pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet	83
3.13 Accélération transmise (en m/s^2) au poignet selon l'interaction entre les somatotypes et les fréquences de la vibration pour la déviation radiale du poignet.....	89
3.14 Accélération transmise (en m/s^2) au poignet selon l'interaction entre les somatotypes et les amplitudes de la vibration (en m/s^2) pour les déviations neutre (en haut) et radiale (en bas) du poignet.....	90
3.15 Accélération transmise (en m/s^2) au coude selon l'interaction entre les somatotypes et les amplitudes de la vibration (en m/s^2) pour la déviation radiale du poignet	91
3.16 Accélération transmise (en m/s^2) au poignet selon l'interaction entre les amplitudes (en m/s^2) et les fréquences de la vibration pour les déviations neutre (en haut) et radiale (en bas) du poignet.....	92
3.17 Accélération transmise (en m/s^2) au poignet selon l'interaction entre les amplitudes de la vibration (en m/s^2) et les forces de préhension pour les déviations neutre (en haut) et radiale (en bas) du poignet.....	94
3.18 Accélération transmise (en m/s^2) au poignet selon l'interaction entre les fréquences de la vibration et les forces de préhension pour les déviations neutre (en haut) et radiale (en bas) du poignet.....	95
3.19 Accélération transmise (en m/s^2) au coude selon l'interaction entre les amplitudes de la vibration (en m/s^2) et les forces de préhension pour la déviation neutre du poignet	96
3.20 Accélération transmise (en m/s^2) au coude selon l'interaction entre les amplitudes (en m/s^2) et les fréquences de la vibration pour les déviations neutre (en haut) et radiale (en bas) du poignet.....	97

3.21 Accélération transmises (en m/s^2) au coude selon l'interaction entre les fréquences de la vibration et les forces de préhension pour les déviations neutre (en haut) et radiale (en bas) du poignet.....	99
3.22 Recrutement musculaire du deltoïde antérieur en fonction des somatotypes pour les déviations neutre (en haut) et ulnaire (en bas) du poignet	109
3.23 Recrutement musculaire du triceps brachial en fonction des somatotypes pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet.....	110
3.24 Recrutement musculaire de l'extenseur commun des doigts en fonction des somatotypes pour les déviations neutre (en haut) et radiale (en bas) du poignet.....	111
3.25 Recrutement musculaire du biceps brachial en fonction des forces de préhension pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet	116
3.26 Recrutement musculaire du triceps brachial en fonction des forces de préhension pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet....	118
3.27 Recrutement musculaire du premier radial en fonction des forces de préhension pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet	120
3.28 Recrutement musculaire des extenseurs communs des doigts en fonction des forces de préhension pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet.....	122
3.29 Recrutement musculaire du fléchisseur superficiel des doigts en fonction des forces de préhension pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet.....	124
3.30 Recrutement musculaire du cubital antérieur en fonction des forces de préhension pour les déviations radiale (en haut) et ulnaire (en bas) du poignet	125
3.31 Recrutement musculaire du biceps brachial en fonction des amplitudes de la vibration (en m/s^2) pour les déviations neutre (en haut) et radiale (en bas) du poignet.....	130
3.32 Recrutement musculaire du triceps brachial en fonction des amplitudes de la vibration (en m/s^2) pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet.....	132
3.33 Recrutement musculaire du fléchisseur superficiel des doigts en fonction des amplitudes de la vibration (en m/s^2) pour les déviations neutre (en haut) et ulnaire (en bas) du poignet.....	133

3.34 Recrutement musculaire du biceps brachial des doigts en fonction des amplitudes de la vibration (en m/s^2) pour les déviations neutre du poignet.....	136
3.35 Recrutement musculaire du triceps brachial en fonction des fréquences de la vibration pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet	137
3.36 Recrutement musculaire du fléchisseur superficiel des doigts selon l'interaction entre les somatotypes et les forces de préhension pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet	145
3.37 Recrutement musculaire du cubital antérieur selon l'interaction entre les somatotypes et les forces de préhension pour la déviation radiale du poignet	146
3.38 Recrutement musculaire du biceps brachial selon l'interaction entre les somatotypes et les fréquences de la vibration pour la déviation ulnaire du poignet.....	147
3.39 Recrutement musculaire du trapèze supérieur selon l'interaction entre les somatotypes et les fréquences de la vibration pour la déviation ulnaire du poignet.....	148
3.40 Recrutement musculaire du triceps brachial selon l'interaction entre les forces de préhension et les fréquences de la vibration pour la déviation neutre du poignet	149
3.41 Recrutement musculaire du fléchisseur superficiel des doigts selon l'interaction entre les forces de préhension et les fréquences de la vibration pour les déviations neutre (en haut), radiale (au milieu) et ulnaire (en bas) du poignet.....	151
3.42 Recrutement musculaire du cubital antérieur selon l'interaction entre les forces de préhension et les fréquences de la vibration pour la déviation ulnaire du poignet	152
3.43 Recrutement musculaire du deltoïde postérieur selon l'interaction entre les forces de préhension et les fréquences de la vibration pour la déviation radiale du poignet	153
3.44 Recrutement musculaire du triceps brachial selon l'interaction entre les amplitudes de la vibration et les forces de préhension pour la déviation neutre du poignet.....	154
3.45 Recrutement musculaire du deltoïde antérieur selon l'interaction entre les somatotypes et les amplitudes de la vibration pour la déviation radiale du poignet.....	155
3.46 Modèle hypothétique des interactions entre les différents facteurs influençant la transmission de la vibration et la sollicitation musculaire lors de l'utilisation d'outils vibrants	164

3.47 Certificat d'achèvement de la formation en éthique de la recherche avec des êtres humains.....	167
3.48 Charte des mesures anthropométriques permettant de déterminer le somatotype des sujets	168

LISTE DES TABLEAUX

Tableau	Page
1.1 Types de traumatisme, tirée de Chaffin (1987).....	15
1.2 Composantes vasculaire et neuro-sensorielle de l'échelle de «Stochholm Workshop» (1986).....	22
2.1 Anthropométrie des sujets	49
2.2 Indices permettant de classer les sujets par somatotype (Carter et Heath, 1990).....	50
2.3 Exemples des conditions expérimentales en fonction d'une force de préhension de 25 N ...	52
3.1 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesures répétées pour les accélérations en fonction des variables indépendantes	68
3.2 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les accélérations obtenues au poignet lors des trois déviations du poignet	87
3.3 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les accélérations obtenues au coude lors des trois déviations du poignet.....	88
3.4 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVMmoy obtenue lors de la déviation neutre du poignet.....	105
3.5 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVMmoy obtenue lors de la déviation radiale du poignet.....	106
3.6 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVMmoy obtenue lors de la déviation ulnaire du poignet.....	107
3.7 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVMmoy obtenue lors de la déviation neutre du poignet.....	141
3.8 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVMmoy obtenue lors de la déviation radiale du poignet.....	142

3.9 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVMmoy obtenue lors de la déviation ulnaire du poignet.....	143
---	-----

RÉSUMÉ

L'exposition aux vibrations est une préoccupation importante au niveau de la prévention des troubles musculo-squelettiques au membre supérieur. Selon une étude effectuée par Semid (2002), la vibration est présente dans différents secteurs reliés à l'automobile. En effet, différents domaines d'emploi regroupent les facteurs de risques soulevés par le Centre canadien d'hygiène et de sécurité au travail (CCHST). Plusieurs troubles ont été soulevés selon la norme ISO 5349-1 considérant la vibration comme un facteur de risque de développer des troubles musculo-squelettiques (TMS). Plus particulièrement, le membre supérieur semble visé lorsqu'une exposition aux vibrations se fait par l'entremise d'outil vibrant mis en contact avec la main.

Cette étude a servi à explorer différentes variables pouvant influencer la transmission de la vibration au membre supérieur tout comme le recrutement musculaire de ce segment. L'utilisation d'un pot vibrant a permis de contrôler certaines variables afin d'exposer douze sujets à diverses combinaisons d'éléments vibratoires (90 au total). Effectivement, l'amplitude ($2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2) et la fréquence (20 Hz, 40 Hz et 65 Hz) de la vibration étaient contrôlées par le pot vibrant. Il s'agit en fait des deux premières variables indépendantes étudiées. D'ailleurs, ce groupe se conclut avec la force de préhension (25 N, 50 N et 100 N) et la déviation du poignet (neutre, radiale et ulnaire) qui ont aussi formé les conditions expérimentales. Par contre, le groupe de douze sujets était divisé en deux somatotypes de six ectomorphes et six mésomorphes. Les combinaisons effectuées entre ces facteurs lors de la réalisation des conditions expérimentales impliquaient que les sujets maintiennent une force de préhension sur la poignée du pot vibrant pendant dix secondes.

L'électromyographie a été utilisée afin de mesurer l'activité musculaire des participants. De plus, la disposition de deux accéléromètres sur le membre supérieur des sujets a permis d'observer la transmission des vibrations vers les diverses articulations impliquées.

Les résultats de l'étude ont permis d'observer qu'une force de préhension plus importante entraînait une transmission plus élevée de la vibration au membre supérieur. De plus, les sujets de type ectomorphe avaient tendance à transmettre de façon plus importante les vibrations et à solliciter certains muscles davantage (extenseur commun des doigts). Finalement, il a été vu que la combinaison d'une haute amplitude (10 m/s^2) et d'une faible fréquence (20 Hz) de la vibration était celle où les contraintes musculaires pour le membre supérieur étaient les plus élevées.

Mots clés : Vibration, Force de préhension, Somatotype, Troubles musculo-squelettiques, Électromyographie.

INTRODUCTION

L'utilisation d'outils vibrants représente un risque pour la santé des travailleurs. Plus spécifiquement, l'exposition aux vibrations est une préoccupation importante au niveau de la prévention des troubles musculo-squelettiques du membre supérieur (TMS-MS). Selon le Centre canadien d'hygiène et de sécurité au travail (CCHST, 2008), l'exposition aux vibrations du système main-bras est caractérisée par l'effet des vibrations sur les mains et les bras qui sont en contact avec l'équipement vibrant. La présence de facteurs de risque reliés aux vibrations main-bras peut être retrouvée dans plusieurs domaines d'emploi comme : les secteurs des mines, de la construction, de la fabrication de meubles, de la fabrication de produits métalliques, de l'exploitation forestière, etc. Les effets des vibrations progressent lentement et les blessures peuvent survenir après plusieurs années. Le CCHST (2008) suggère d'être préoccupé par la douleur lorsqu'elle apparaît : elle est fréquemment le premier effet observé sur la santé.

Selon une étude faite par Semid en 2002, le domaine du secteur des services à l'automobile est des plus inquiétants puisqu'il est à la source d'un nombre accru de demande d'indemnisations à la Commission de la santé et de la sécurité du travail du Québec (CSST). En effet, selon un recensement des statistiques de la CSST de 1995 à 1997, Semid présente que 7,6% des lésions compensées dans ce secteur sont reliées aux TMS-MS et au cou. Du même coup, cette statistique représente 12,4% des journées de travail perdues globales tout au long des trois années observées. Les efforts musculaires fréquemment observés comme source de lésions sont influencés en partie par la présence de vibrations. Malgré le poids de l'outil utilisé, la posture adoptée par le travailleur, la tâche à effectuer ainsi que sa durée et son exigence physique, l'exposition aux vibrations mains-bras ajoute une contrainte au membre supérieur. L'impact qu'a la présence de vibrations sur l'apparition de troubles musculo-squelettiques (TMS) est difficilement discriminable des autres facteurs. Comme il

s'agit d'une addition de plusieurs facteurs de risque, chacun de ceux-ci se doit d'être séparé du lot et évalué indépendamment.

Le Guide des bonnes pratiques en matière de vibrations main-bras produit par l'Institut National de la Recherche Scientifique (INRS; 2006) soulève qu'une exposition régulière et prolongée aux vibrations augmente les risques de TMS-MS. D'ailleurs, selon la norme ISO 5349-1, plusieurs s'entendent pour dire que les troubles se situent au niveau des vaisseaux sanguins, des nerfs, des os, des articulations, des muscles et des tissus conjonctifs du membre supérieur (main-bras). Cette dégradation des tissus est communément appelée syndrome vibratoire mains-bras. Toujours selon le guide de l'INRS (2006), les symptômes évoluent en fonction de l'exposition aux vibrations. La sensation du toucher ainsi que la perception du chaud et du froid semble être affecté au départ. Par la suite, la préhension serait plus difficile et la dextérité manuelle serait affectée. Les crises douloureuses de blanchiment des phalanges pourraient survenir par la suite dû à l'exposition au froid et/ou à l'humidité. Finalement, la douleur dans les bras et les mains serait inévitable. D'après la législation prévue par le décret numéro 2005 du guide de l'INRS (2006), l'employeur devrait évaluer le niveau d'exposition aux vibrations mains-bras auquel les travailleurs font face afin d'agir en prévention. Toutefois, Chaffin (2006) semble croire qu'il ne s'agit pas d'appliquer des normes standardisées puisque chaque individu réagit différemment à la présence de vibrations. Effectivement, le modèle développé par Fritz (1991) montre que le poids et la longueur des segments, la musculature du membre supérieur ainsi que le coussin adipeux de la main peuvent tous avoir un rôle à jouer dans l'absorption des vibrations transmises au système main-bras. Selon son modèle, l'absorption par le système main-bras pourrait ressembler au principe d'amortissement d'un ressort illustré par les tissus palmaires et les différents segments et articulations du membre supérieur. Les travailleurs réagiraient donc différemment à l'exposition aux vibrations.

Le syndrome des vibrations main-bras est le principal effet de l'exposition à la vibration. D'ailleurs l'atteinte vasculaire semble être la plus connue des composantes de ce syndrome (Turcot, 1993; House, 2010). Cette atteinte est mieux connue sous le terme Syndrome de Raynaud, nommée après le français Maurice Raynaud qui l'a décrite pour la première fois en

1862. Ce syndrome est largement documenté selon le rapport R-446 de l'Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et Sécurité au Travail (IRSST) produit par Duguay et Massicotte (2005). Cette étude souligne que cette problématique représentait moins de 1% des maladies professionnelles indemnisées par la CSST de 1993 à 2002. Toutefois, la CSST versait huit fois plus d'argent pour les cas du syndrome de Raynaud que pour la moyenne des lésions indemnisées. De plus, pour cette même période, 299 demandes d'indemnisation ont été accordées par la CSST sur un total de 392 concernant ce syndrome. Il faudrait aussi tenir compte que 98% des cas d'indemnisation sont des hommes et la moitié de ceux-ci sont âgés de plus de 50 ans. Ce syndrome est caractérisé par un blanchiment du bout des doigts. Dans les cas les plus avancés du syndrome de Raynaud, les vaisseaux sanguins ne seraient plus capables de se contracter ou se dilater (Boileau, 1988). L'apparition des premiers symptômes de cette maladie professionnelle se manifeste généralement entre 4 et 10 ans après le début de l'exposition aux vibrations (Griffin, 1990). Par contre, suite à une exposition régulière à un niveau d'intensité élevé, le délai peut être plus court qu'une année. La détection des travailleurs à risque est d'autant plus difficile étant donné la variabilité des délais d'apparition des premiers symptômes. La mise en place de mesures préventives doit donc être faite rapidement.

Cette étude a pour but de quantifier l'importance de certains facteurs comme la déviation du poignet, la force de préhension exercée sur la poignée d'un outil et le somatotype d'un travailleur quant à l'importance de la transmission de la vibration au membre supérieur et la sollicitation musculaire de celui-ci. D'ailleurs, l'analyse comprend une évaluation de l'interaction entre les divers facteurs afin de mieux cerner les conditions où les risques de développer des TMS au membre supérieur sont les plus présents. Cette activité permettra de valider l'utilisation de l'électromyographie et d'accéléromètres qui pourraient faire partie d'une étude exploratoire en situation réelle de travail.

CHAPITRE I

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Composition corporelles (Tissus)

1.1.1 Muscles

1.1.1.1 Tissu musculaire

Afin de pouvoir comprendre le mouvement humain, bien cerner le travail du tissu musculaire est essentiel. Il peut être de type squelettique, cardiaque ou lisse. Le système musculaire compose près de 50% du poids du corps (Chaffin, 2006). Chacun des 600 muscles du corps possède une fonction spécifique. Les principaux rôles des muscles sont : la production du mouvement du corps, la stabilisation des articulations et le maintien de la posture, le stockage et le déplacement de substances dans l'organisme ainsi que la production de chaleur (Marieb, 1999 ; Tortora et Derrickson, 2007).

1.1.1.2 Tendon

L'attachement du muscle à l'os se fait par l'entremise du tendon. Celui-ci est formé de tissus conjonctifs et est peu vascularisé. La figure 1.1 présente la composition générale du regroupement muscle-tendon-os. Les propriétés des tendons peuvent être altérées par la durée d'application de la charge et de la position articulaire (Semid, 2002). Il peut parfois se produire une inflammation d'un tendon communément appelée tendinite. En effet, la jonction

muscle-tendon (myotendineuse) semble être la partie sensible de ce système (Woo et Buckwalter, 1988). Toutefois, cette jonction est essentielle à la mobilité du squelette. Selon cette étude par Woo et Buckwalter (1988), cette sensibilité pourrait être due à la présence des organes tendineux de Golgi. Ceux-ci permettent de détecter la tension dans le muscle souvent dictée par la position du segment. De plus, ils permettent aux muscles de se protéger en limitant la contraction musculaire lorsque cette tension est trop élevée et risque d'endommager les tissus (Gregory et al., 2003). D'ailleurs, ils sont sensibles aux forces de contraction déployées à l'intérieur du muscle. Cette sensibilité est en partie due à l'afférence des axones simples Ib par lesquels ils sont innervés (Jami, 1992; Petit et al., 1997).

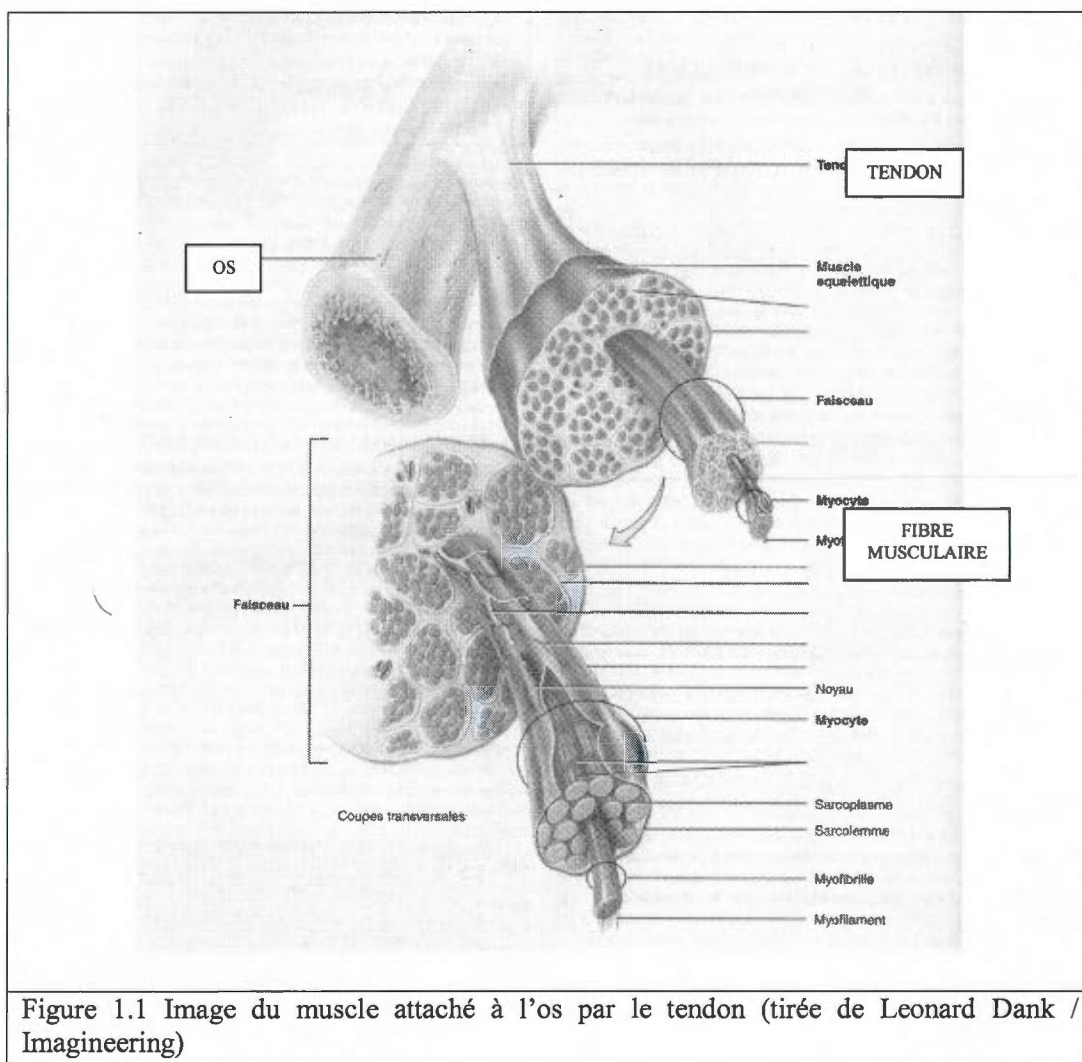


Figure 1.1 Image du muscle attaché à l'os par le tendon (tirée de Leonard Dank / Imagineering)

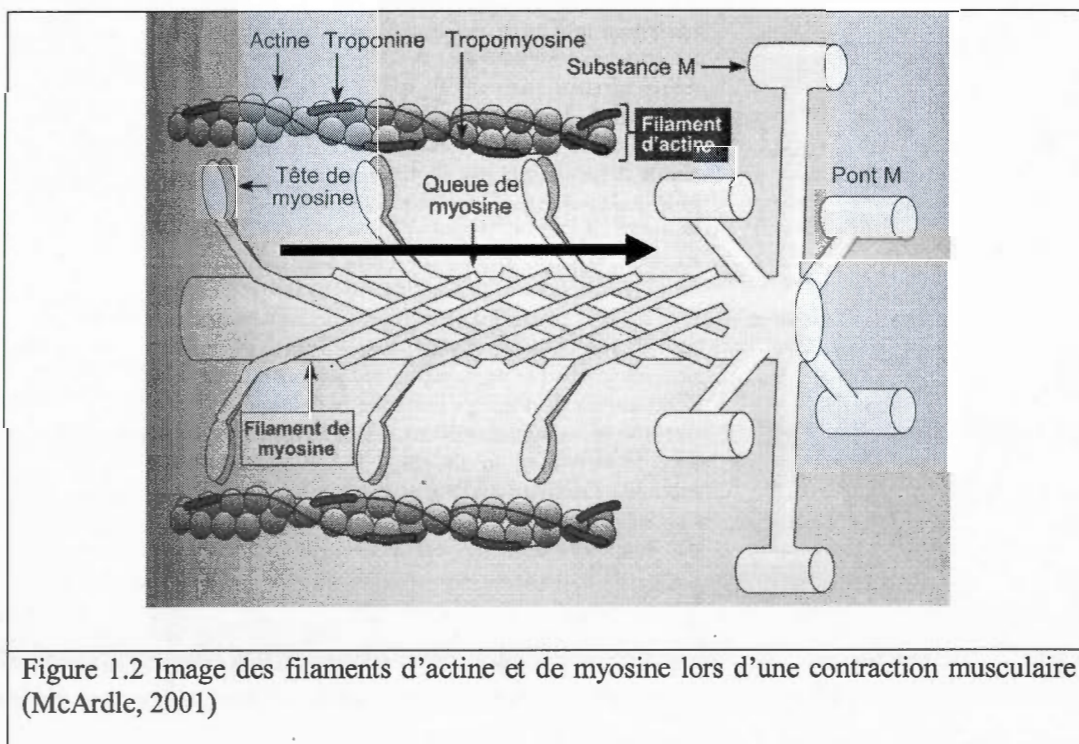
1.1.2 Contraction musculaire

Chaque muscle du corps est fourni en sang par un réseau artériel. Au cours d'une activité physique nécessitant une consommation d'oxygène, le réseau vasculaire du muscle lui fournit une quantité importante de sang (McArdle et Katch, 2001). Les nombreux nutriments ainsi que l'oxygène transportés permettent une disponibilité d'énergie pour effectuer la contraction musculaire nécessaire. Par contre, l'évacuation des déchets métaboliques produits par les réactions menant aux contractions doivent être évacués. La circulation sanguine de retour vers le cœur ne doit donc pas être obstruée. De plus, chacune des fibres musculaires est dotée

d'un nerf qui régit son activité (Marieb, 1999). Selon Chaffin (2006), le système de contraction du muscle passe par trois étapes qui sont : le mécanisme de contraction, la stimulation et le contrôle de la contraction. Ces étapes nécessitent la présence de l'énergie pour permettre cette action.

1.1.2.1 Mécanisme de contraction

La contraction musculaire passe par plusieurs étapes. Tout de même, deux éléments sont à la base du mécanisme soit : les filaments d'actine et de myosine. La contraction consiste principalement en un rapprochement de ces deux filaments se retrouvant en grande quantité dans les multiples fibres musculaires (figure 1.2). Les têtes de myosine s'accroche aux filaments d'actine et effectue une traction dans l'axe longitudinal (McArdle et Katch, 2001 ; Rosse et Clawson, 1980). Après s'être fixée, la tête de myosine pivote pour tirer sur le filament d'actine et effectuer la contraction. Il s'agit en fait d'une réaction en chaîne puisque chacune des fibres musculaires impliquées reproduira ce système interne à plusieurs reprises.



La capacité d'un muscle à produire de la tension varie en fonction de sa longueur. Le principe de tension-longueur prévoit qu'un muscle pourra déployer la plus grande quantité de tension lorsqu'il est étiré aux environs de 120% de sa longueur de repos (Cooke et Fay, 1972; Herlihy et Murphy, 1972). La tension active (produite par la contraction du muscle) est proportionnelle à la longueur du muscle sauf lorsque celle-ci dépasse 120% de la longueur de repos du muscle. Dans ce cas, la tension produite dans le muscle est plutôt la tension passive ou élastique. Il s'agit de la résistance à l'allongement qu'offrent les tissus. Winter (1979) fait aussi référence au fait que lorsque les ponts d'actine et myosine sont trop rapprochés (muscle raccourci), la tension pouvant être produite est diminuée. La figure 1.3 tirée de Wirhed (1985) montre qu'en fonction de la longueur du muscle et de son activation (éclair) ou non, la tension générée variera. Il faut donc prévoir que dans une situation étirant un des muscles du membre supérieur, celui-ci pourra développer plus de force que s'il était contracté à une longueur plus courte que celle de repos. La position d'un segment détermine donc si un muscle est en situation d'étirement où sa capacité à produire de la tension pourrait lui nuire.

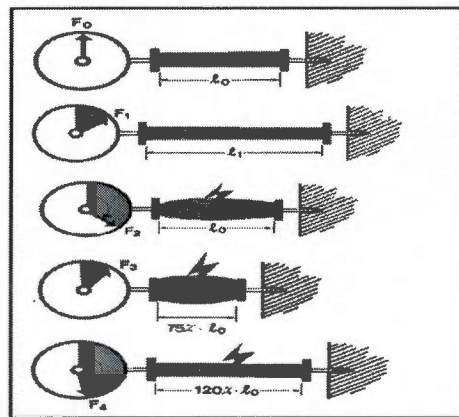


Figure 1.3 Image des tensions musculaires pouvant être produites en fonction de la longueur du muscle (Wirhed, 1985)

1.1.2.2 La mesure de l'activité musculaire

Il est important de comprendre que le mouvement d'un segment se crée lors de la contraction d'un muscle ou en subissant l'effet d'une force externe. Le cortex moteur, via la moelle épinière, est le principal site du cerveau régissant la synchronisation des différentes unités motrices nécessaires au mouvement. Celles-ci sont constituées d'un axone et de l'ensemble des fibres musculaires qu'il innerve. De plus, la jonction entre le motoneurone et les fibres musculaires se nomme plaque motrice (Basmajian, 1979). La figure 1.4 présente la jonction neuromusculaire en spécifiant la connexion entre les motoneurones et les différentes fibres musculaires.

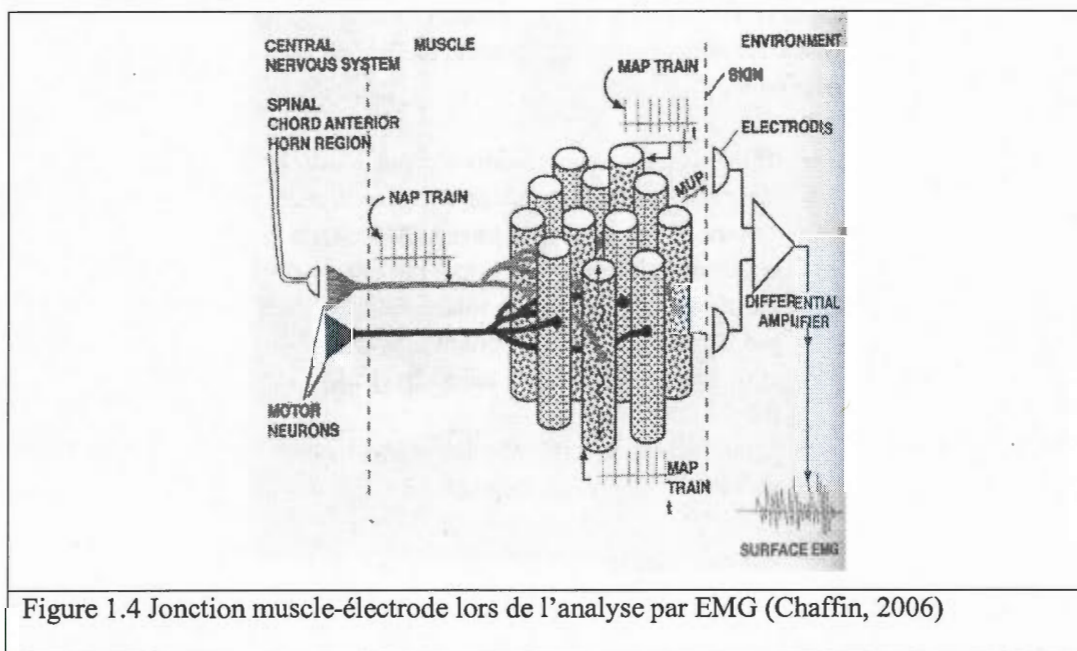


Figure 1.4 Jonction muscle-électrode lors de l'analyse par EMG (Chaffin, 2006)

L'électromyographie (EMG) permet d'estimer la quantité d'unités motrices recrutées lors d'une contraction musculaire. La commande motrice provenant du cortex moteur produit une activité électrique sous forme de potentiels d'actions. Ceux-ci peuvent être acheminés vers les fibres musculaires grâce aux motoneurones. L'activité électrique produite lors d'une contraction est enregistrée par l'EMG. La quantité de force produite par un groupe musculaire sera en quelque sorte déterminée par le recrutement d'un groupe d'unités

motrices. Ce recrutement s'effectue selon le principe de la taille proposé par Henneman et al. (1965). Cette étude convient que la plus petite unité motrice sera recruté en premier et que les autres le seront en ordre croissant de grandeur.

Le voltage enregistré dans l'activité myoélectrique correspond généralement à la somme des différents potentiels d'action des unités motrices (Chaffin, 2006). L'augmentation de l'activité électrique est généralement reliée à une augmentation des potentiels d'action acheminés aux unités motrices. Effectivement, l'accumulation du nombre d'unités motrices recrutées provoque du même coup une augmentation de la tension musculaire pouvant être déployée. Ce principe est appelé sommation spatiale (Adrian et Bronk, 1929; Bouisset et Maton, 1995). Par ailleurs, la sommation temporelle a aussi lieu lors du recrutement musculaire. Il s'agit d'une variation de la tension musculaire en fonction du délai entre chacun des potentiels d'action. Plus la fréquence de décharge des potentiels d'action augmentera, plus la tension augmentera (Maton, 1977).

Selon De Luca (1997), l'utilisation d'électrode de surface pour l'évaluation de l'électromyographie est la méthode la plus facile et la plus commune puisqu'elle est extrinsèque (à l'extérieur du corps). Toujours selon le même auteur, deux composantes peuvent influencer la réception du signal soit : des facteurs physiologiques et anatomiques.

1.1.2.2.1 Aspects physiologiques

Les aspects physiologiques pouvant influencer la transmission électrique du signal aux électrodes proviennent des réactions internes face aux contractions musculaires. Le débit sanguin peut être un facteur influençant l'analyse puisque qu'il détermine la vitesse à laquelle les nutriments sont acheminés aux muscles ainsi que l'efficacité de l'évacuation des déchets métaboliques. La grosseur de l'axone peut aussi influencer l'EMG par son effet sur la conduction nerveuse (De Luca, 1997).

1.1.2.2 Aspects anatomiques

Du côté anatomique, l'orientation de l'électrode par rapport aux fibres musculaires peut faire varier la transmission du signal. Effectivement, selon De Luca (1997), les récepteurs de l'électrode devraient être disposés de sorte qu'ils soient dans le même sens que la longueur des fibres musculaires. Par ce positionnement, le potentiel d'action déployé dans le muscle passera de façon longitudinale d'un capteur à l'autre de l'électrode. De Luca (1993) mentionne que l'impédance à l'entrée des amplificateurs de surface devrait être minimalement de 100 megOhms. Cela permettrait de cibler l'activité électrique musculaire en évitant la résistance de la peau. Celle-ci offre généralement une résistance de moins de 10 kiloOhms (Cram et al., 1998). De plus, le système de préamplification devrait toujours être de 10 à 1000 fois plus grand que l'impédance peau-électrode. Donc, en se fiant sur ce même auteur, en bénéficiant d'une impédance d'entrée de 100 megOhms au système de préamplification, le tout couvrirait la résistance cutanée et permettrait d'isoler au maximum le signal électrique provenant des muscles. Finalement, Cram et Rommen (1989) affirment que la préparation de la surface cutanée ne semble pas avoir de répercussion importante sur l'impédance qu'elle présente.

1.1.2.3 Système énergétique

La contraction musculaire nécessite une quantité d'énergie proportionnelle à l'effort demandé. Pour effectuer cette action, le muscle dispose d'une quantité précise d'une molécule permettant de libérer de l'énergie nommée « adénosine triphosphate » (ATP). Lors d'une contraction, cette molécule sera transformée en adénosine diphosphate (ADP) mais resynthétisée automatiquement en ATP afin de poursuivre l'action si nécessaire. Selon McArdle et Katch (2001), les différents systèmes responsables de fournir de l'énergie au corps sont : les réserves d'ATP combinées aux complexes créatine-phosphate, la glycolyse anaérobie ainsi que la glycolyse aérobie (en ordre de sollicitation dans le temps lors d'un effort maximal).

Comme mentionné plus loin dans le chapitre sur l'origine des troubles musculo-squelettiques, une charge statique (sans mouvement) empêche une bonne circulation sanguine dans la région musculairement sollicitée (Jarvholm, 1988). Cette diminution de l'apport sanguin entraînerait donc un manque d'oxygène dans la région ciblée. Une augmentation de la pression à l'intérieur du muscle nuira à l'apport en substrat énergétique ainsi qu'à l'élimination des déchets (Edwards et al., 1972; Sjogaard et al., 1986 et 2004). En effet, lorsque la pression intramusculaire est plus élevée que la pression systolique du système sanguin, l'apport en oxygène provenant de la circulation sanguine est restreinte. La région musculaire visée peut donc présenter des signes d'ischémie (manque d'oxygène). Selon les mêmes auteurs, la diminution en apport sanguin débiterait entre 10 et 20 % de la contraction volontaire maximale.

Selon Green et al. (1992), le déficit en oxygène ainsi que la faible capacité d'oxydation des fibres musculaires rapides pourrait rendre la production d'ATP insuffisante. D'ailleurs, selon le même article, la faible production d'ATP provenant de la glycolyse anaérobie est accompagnée d'une diminution des réserves de glycogène, d'une accumulation de lactate et de la circulation libre d'adénosine di-phosphate et d'adénosine mono-phosphate (produits suite à l'hydrolyse de l'ATP). Ces éléments contribueraient à augmenter la fatigue musculaire. De plus, l'accumulation de lactate dans le muscle s'additionne à une augmentation des ions de phosphate inorganiques ($H_2PO_4^-$) ainsi qu'une diminution du pH. Tous ces facteurs résultants de l'hydrolyse de l'ATP seraient en partie responsables de l'inhibition des contractions musculaires (Gandevie et al., 1995). En résumé, l'acidité ainsi que la réduction de la sensibilité aux ions de calcium (Ca^{2+}) entraîneraient une diminution de l'utilisation de l'ATP et la production de contractions musculaires (Smith et al., 1985).

1.1.3 Articulations

Afin de mieux observer le comportement d'un corps avec l'environnement, il faut tenir compte des articulations. Une charge étant appliquée sur un segment corporel varie en fonction de son emplacement par rapport à l'articulation. En effet, la distance qui la sépare de l'articulation fera varier la force de rotation que doit contrer le membre impliqué. Selon Allard (2000), les articulations sont des points d'appui autour desquels se dressent des muscles qui entraînent un mouvement dans une direction. La charge soumise au membre supérieur sera influencée par la posture qui sera adoptée par les trois différentes articulations du bras : poignet, coude et épaule. Cette charge peut être mieux représentée par un moment de force. Celui-ci est décrit comme étant une force de rotation autour d'une articulation induite par une résistance appliquée à une certaine distance de ce centre de rotation (Allard, 2000; Chaffin, 2006). D'ailleurs les os jouent généralement le rôle de leviers puisqu'ils pivotent par rapport à un point de rotation (articulation). La résistance (R) pourrait être remplacée par un outil vibrant pour ce qui intéresse cette étude. La force (F) serait déployée par les muscles dont les niveaux d'activation seront observés durant l'expérimentation. En résumé, plus le levier sera long d'une articulation à la charge, plus le moment de force augmentera pour cette même articulation. Effectivement, en augmentant la distance de l'outil par rapport au point de rotation, le levier ainsi que le moment de force augmentent. Cette théorie expliquée par Chaffin (2006), basée sur les écrits de Newton, s'explique par le fait que le bras de résistance doit être tracé du centre de rotation jusqu'à la ligne d'action de la force de façon perpendiculaire. Ainsi, la distance la plus longue se trouvera lorsque l'avant-bras est parallèle au sol.

1.2 Origine des TMS

La condition précaire des travailleurs face aux troubles musculo-squelettiques est due à la présence de divers facteurs de risque. Selon Kuorinka et Forcier (1995) ceux-ci peuvent faire partie de différents groupes : la charge statique, la charge musculo-squelettique, le froid, les vibrations, les pressions locales sur les tissus, etc. Les facteurs de risque peuvent être en relation entre eux puisqu'ils influent quelquefois sur d'autres facteurs plus généraux. Les facteurs de risque expliquent en partie l'apparition des TMS en affectant la tolérance des tissus face à certaines contraintes de l'environnement de travail. Un mouvement répétitif ou une charge statique peut diminuer la tolérance des tissus corporels lorsqu'une période de repos est inexistante ou insuffisante (Salvendy et Smith, 1981; Silverstein, 1985). Les risques de lésions sont accrus puisque la résistance face à une force plus importante qu'à l'habitude sera amoindrie. Ces diverses problématiques découlent parfois de postures et mouvements contraignants.

Les troubles musculo-squelettiques sont souvent associés à certains symptômes comme : l'inconfort, la fatigue et la douleur (figure 1.5). Dans cet ordre, leur évolution se dirige vers des lésions associées aux contraintes rencontrées par les travailleurs. D'après Corlett et Bishop (1976), l'inconfort est de nature subjective (selon la perception du travailleur) et représente une détresse physique ou psychologique. Comme vu précédemment, la fatigue est une réduction de l'habileté à exercer une force associée à un mouvement volontaire (Edwards, 1981). Finalement, la douleur serait un état sensoriel ou émotionnel désagréable habituellement lié à un dommage organique réel ou potentiel (Corlett et Bishop, 1976).



Figure 1.5 Évolution des symptômes de l'apparition des TMS (tirée de Kuorinka et Forcier, 1995)

Le syndrome des vibrations main-bras affecte plusieurs composantes corporelles, dont les os, les articulations, les muscles, les nerfs ainsi que les vaisseaux sanguins. Afin de mieux comprendre l'effet des vibrations sur le membre supérieur, il est important de bien cerner les différents aspects pouvant être affectés par l'utilisation d'outils vibrants. Bien que la vibration soit présente, d'autres facteurs de risques affectent la santé des travailleurs. Selon Chaffin (1987), les traumatismes peuvent apparaître après un impact ou par un traumatisme résultant d'une surutilisation d'un segment (tableau 1.1). Déployer une certaine force semble être problématique lorsqu'elle survient sur une longue échelle de temps. Le manque de récupération des tissus pourrait être à l'origine des lésions.

Tableau 1.1 Types de traumatisme, tirée de Chaffin (1987)

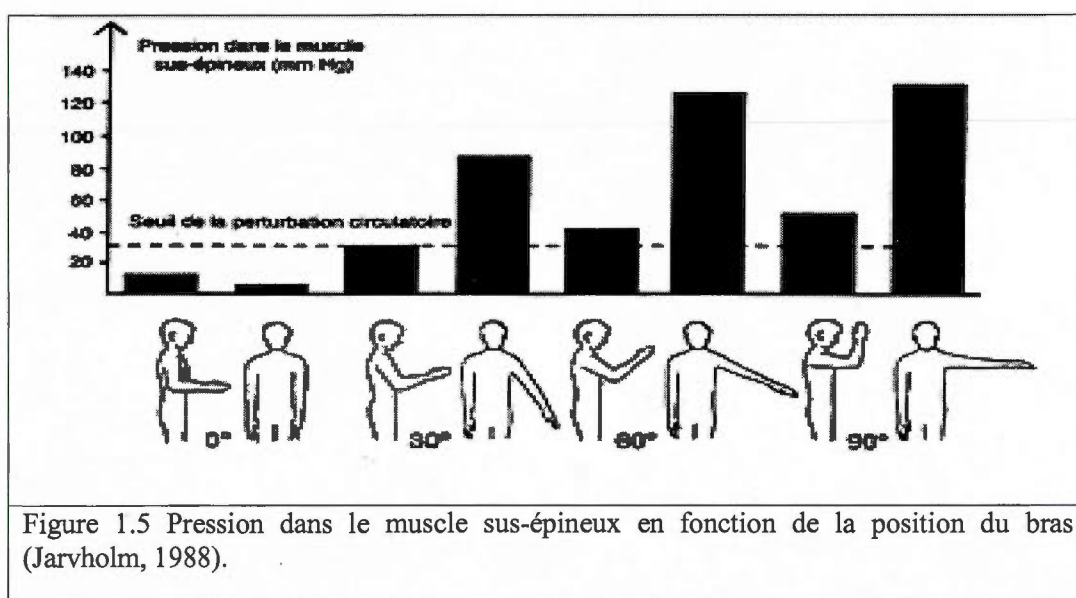
ÉVÈNEMENT	TYPE DE TRAUMATISME	TROUBLES MUSCULO-SQUELETTIQUES
Force externe soudaine	Impact	Contusions, Lacérations, Fractures, Amputations, Subluxations, Commotion cérébrale, etc.
Force interne volontaire	Surutilisation	Tendinite, Ténosynovite, Troubles myofascial, neurologiques et lombaires ainsi que des traumatismes accumulés,

1.2.1 Charge statique

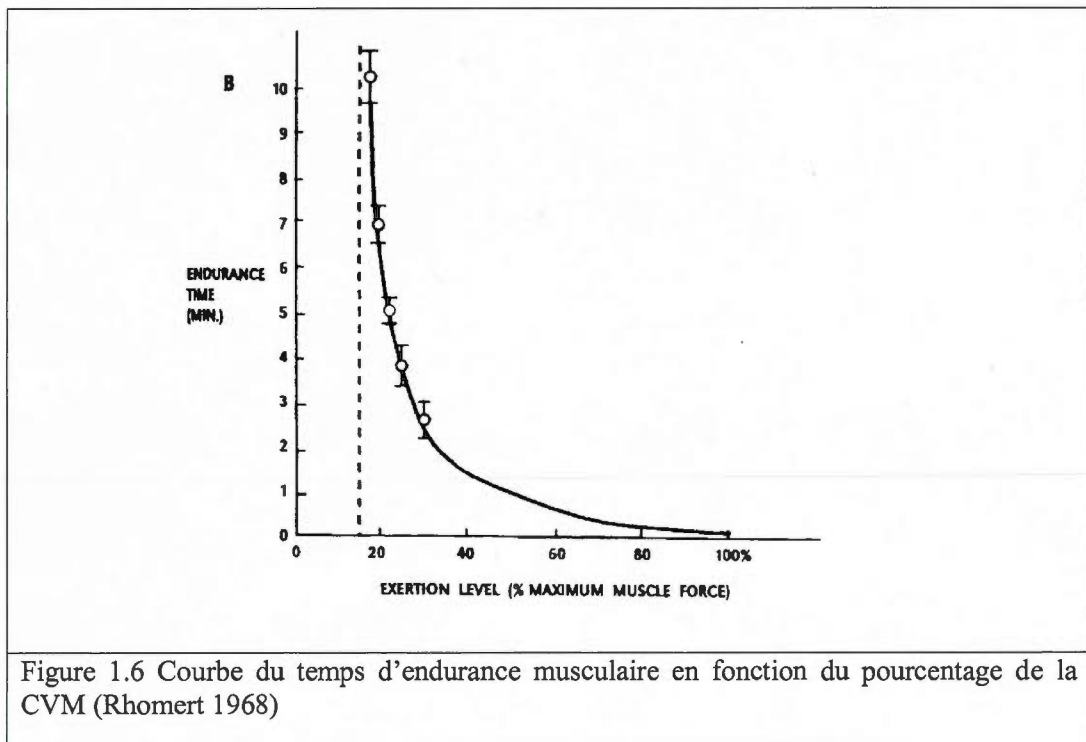
Le maintien d'une charge externe impliquant une force de rotation sur une ou plusieurs articulations nécessite généralement que les muscles sollicités produisent une contraction de type isométrique. Le maintien d'une charge dans les mains ou sur tout autre segment corporel sans mouvement est appelé : charge statique. Elle est généralement décrite comme une charge appliquée sur un membre dans une position allant contre la gravité. De plus, le fait de créer un mouvement ne semble pas atténuer cette charge statique si la tension exercée sur les tissus ne revient pas à zéro (Aaras, 1991). Dans le cas du maintien d'un outil vibrant, le poids de celui-ci tenu dans la main pourrait représenter une charge à maintenir sur une période de temps importante pour une articulation du membre supérieur. De plus, l'application d'une force sur la gâchette pour maintenir l'outil en marche serait un autre exemple de charge statique pour les muscles fléchisseurs des doigts. Pour arriver à conserver la contraction musculaire sur une période prolongée, l'apport sanguin doit être suffisant. L'apport en oxygène ainsi qu'en nutriments est nécessaire pour alimenter la région musculaire sollicitée. Selon Woo et Buckwalter (1988), les mouvements créés par les articulations provoquent un système de pompe qui permet la circulation d'oxygène et de nutriments vers la région musculaire. Cet effet serait essentiel à la récupération du muscle.

Il a été mesuré que pour une posture donnée, la circulation sanguine diminuait puisque la pression à l'intérieur du muscle devenait trop grande (Jarvholm, 1988). En effet, la figure 1.6 présente une augmentation de la pression dans le muscle sus-épineux qui atteint son apogée lorsque le bras atteint l'horizontale. Toujours selon le même article, le seuil de la perturbation sanguine se trouverait lorsque la pression intramusculaire atteint 30mm Hg. L'exposition chronique à de telles pressions a été observée chez des personnes atteintes du syndrome du tunnel carpien. D'ailleurs, la pression statique semblerait être un facteur de risque pouvant mener au développement de ce syndrome (Lundborg et al., 1982; Luchetti, 1990; Gelberman et al., 1981). De plus, Lundborg et al. (1982) mentionne que pour une pression se situant entre 30 et 60mm Hg, la microcirculation du nerf médian est réduite. Dans une position où le bras est en flexion du coude à 90° (mannequin à l'extrême gauche), la pression ne semble pas être problématique pour le muscle supra-épineux. Toutefois, il est à noter que la présence

d'une charge dans la main ferait varier cette pression intramusculaire. Puisque cette étude impliquera ce genre de positionnement de la part des sujets ainsi qu'un appui pour la main, la charge à l'épaule ne pourra être considérée comme charge statique et facteur de risque de développer un TMS à l'épaule. Toutefois, plusieurs autres aspects de l'expérimentation pourraient s'ajouter à la contrainte musculaire et ce principalement pour les muscles de l'avant-bras qui devront exercer différentes forces de préhension.



Lors d'une perturbation sanguine dans le muscle, son tendon aussi perd un apport en oxygène important. Déjà peu vascularisé, il se retrouve en situation d'ischémie. Celle-ci, provenant du terme *iskhaimos* (qui arrête le sang), est caractérisée par une diminution de l'apport sanguin (Tortora et Derrickson, 2007). Toutefois, les recherches visant à prédire le pourcentage cible à ne pas dépasser pour éviter l'ischémie sont nombreuses. L'ouvrage de Rhomert (1968) a longtemps été la référence pour ce qui est du pourcentage de la contraction volontaire maximale (CVM) à ne pas dépasser lors d'une contraction statique. Le maintien d'une posture de façon statique semblait être acceptable lorsque le pourcentage de CVM se situait sous 15% (figure 1.7). La courbe présentée par Rhomert permettait de prédire le temps d'endurance du muscle sollicité en fonction du pourcentage de CVM impliqué.



Par contre, Sjøgaard et al. (1986) a démontré que la limite acceptable se situait plutôt autour de 10% de CVM statique. Une charge qui serait maintenue de façon statique. En dessous de cette valeur, l'équilibre entre l'apport sanguin et l'évacuation des déchets métaboliques s'effectuerait normalement. Cependant, il a été noté qu'à partir de 5% de CVM, une certaine fatigue commençait à être perçue. Pour ce qui est des muscles lombaires, Jørgensen (1997) a démontré qu'ils pouvaient maintenir des charges statiques représentant 15% de la CVM sur des périodes de temps prolongées. Cette différence par rapport à d'autres études serait expliquée en partie par le type de fibres musculaires, le débit sanguin dans cette région corporelle et par la posture. La tolérance à la fatigue et à la douleur varie d'un travailleur à l'autre.

Une charge maintenue de façon statique semble affecter la tolérance des tissus (McGill, 1997). Effectivement, la courbe (figure 1.8) publiée par McGill (1997) montre bien l'évolution théorique de la tolérance des tissus en fonction du temps. Pour une charge représentant un faible pourcentage de CVM, les risques seraient toujours présents si le temps de contraction est prolongé.

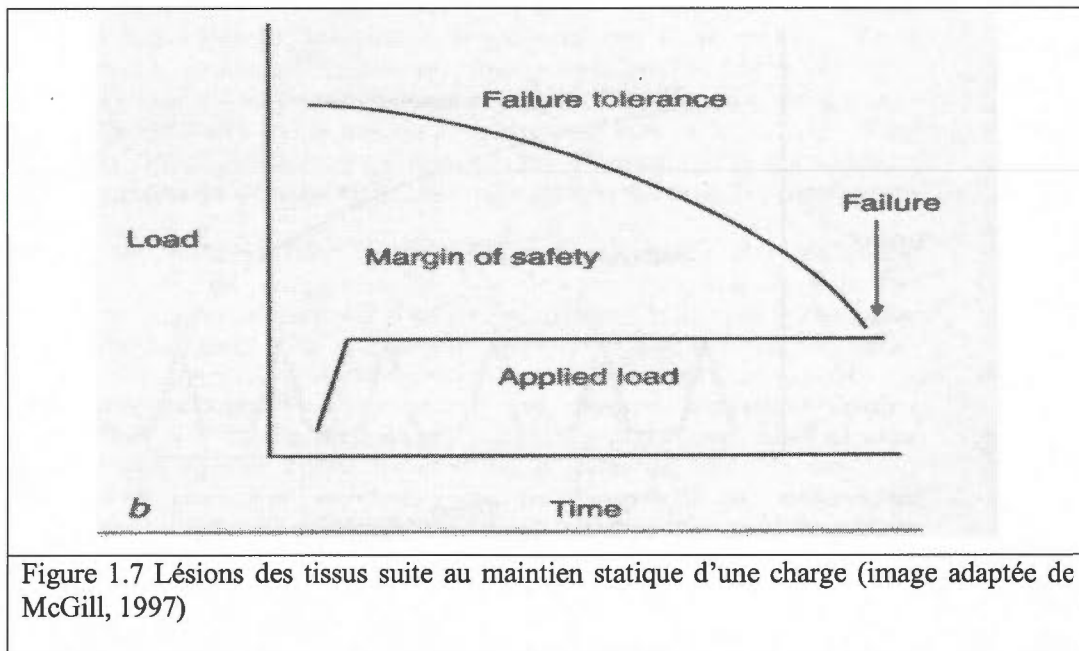


Figure 1.7 Lésions des tissus suite au maintien statique d'une charge (image adaptée de McGill, 1997)

La douleur causée en partie par l'ischémie dans le muscle pourrait être un avertissement selon Lund et al. (1991) ainsi que Chaffin (2006). En faisant fi de cette douleur et en continuant quotidiennement la tâche à effectuer, une certaine endurance se développe dans le muscle. Effectivement, Schulte et al. (2006) supporte le fait qu'un système d'inhibition de la douleur du muscle souffrant d'une lésion pourrait s'exercer sur le muscle en question. La sensation peut s'affaïsser ou augmenter à un point tel que le muscle ne peut plus s'adapter (Lund et al., 1991). Un processus d'inflammation serait alors mis en marche dans les tissus conjonctifs fibreux et les microfibrilles des muscles. D'ailleurs, une douleur et une inflammation pourraient être à la source des troubles musculo-squelettiques de plusieurs structures comme : les os, les tendons, les muscles, les bourses séreuses et les liquides synoviaux (Chaffin, 2006 ; Hagberg, 1988).

1.3 Vibration

1.3.1 Impacts physiologiques

Le syndrome lié aux vibrations résulte des effets des vibrations main-bras sur trois composantes : vasculaire, musculo-squelettique et neurologique. (Kuorinka et Forcier, 1995). Toutefois, les effets sur les atteintes nerveuses influencent non seulement l'aspect sensitif, mais aussi l'activité musculaire. Par ce fait, celle-ci peut se voir augmentée ou réduite par la présence de vibrations par rapport à un groupe contrôle de sujets.

1.3.1.1 Impact vasculaire

L'atteinte vasculaire, généralement appelée «Syndrome de Raynaud», est une des atteintes les plus connus du syndrome vibratoire mains-bras. De plus, elle est aussi l'atteinte la plus incapacitante selon Marcotte et al. (2006). Ce syndrome se manifeste par une ischémie dans les doigts parfois en cas d'exposition au froid et/ou de stress psychologique (Griffin, 1990; Bovenzi, 1998; Bovenzi, 2010). D'ailleurs, la destruction des terminaisons du système nerveux sympathique semblerait être une des causes de la vasoconstriction digitale qui réduit de façon considérable l'irrigation sanguine. En effet, selon les mêmes auteurs, lorsque la stimulation du système nerveux sympathique augmente, les myocytes (cellules musculaires) lisses se contractent et la paroi du vaisseau sanguin se comprime. La diminution du diamètre s'appelle vasoconstriction (Olsen et al., 1988). Les effets de ce syndrome sont importants puisque dans 82% des cas, ils produisent une atteinte permanente à l'intégrité physique ou psychique du travailleur (Duguay et Massicotte, 2005). De plus, la vasoconstriction diminue la sensibilité tactile par une réduction de l'apport sanguin aux récepteurs cutanés. L'application de vibrations sur la main semble aussi présenter des répercussions au niveau des nerfs des doigts. En effet, Takeuchi et al. (1986) mentionne qu'il peut y avoir rupture des couches de myéline et une dégénérescence des axones.

La vasoconstriction est bien présente dans les cas de syndrome de Raynaud. Les vaisseaux sanguins semblent avoir été atteints de plusieurs façons. Effectivement, Takeuchi et al. (1986) explique que les parois des artères digitales présentaient des lésions pour les sujets atteints du sujet de Raynaud. De plus, une hypertrophie des noyaux composants les parois artérielles sont en partie responsables d'une épaisseur plus importante de celles-ci (Ashe et al., 1962). L'épaisseur de ces parois est aussi influencée par une augmentation du volume des cytoplasmes. D'ailleurs, 82 % des sujets ont présentés une augmentation sévère de l'épaisseur de leurs artères digitales. Toujours selon cette étude, une fibrose s'était développée autour des vaisseaux sanguins. Sur le plan nerveux, la quantité d'axones et de fibres nerveuses avait diminuée en plus de présenter des axones avec peu ou sans couches de myéline. Par ailleurs, les fibres nerveuses étaient parfois remplacées par des fibres de collagène. Cette destruction du deux tiers de la myéline des fibres nerveuses était présente dans 73 % des cas.

L'hyperréactivité au froid semble être un élément préoccupant dans la physiopathologie du syndrome de Raynaud. En effet, Semid (2002) croit que la vasoconstriction locale accentuée des artères digitales pourrait être un facteur expliquant cette sensibilité. De plus, les risques de lésions sont accrus par une perception de la douleur faussée ainsi qu'une dextérité altérée. Les doigts peuvent pâlir puisque l'apport sanguin est insuffisant ou se cyanoser (bleuir) par un sang désoxygéné qui circule dans les capillaires (Tortora et Derrickson, 2007). En ce qui concerne le syndrome de Raynaud, les symptômes peuvent apparaître de quelques minutes à quelques heures suite à l'exposition aux vibrations. Par ailleurs, Griffin (1990) mentionne que les symptômes suivants sont souvent reconnus chez les travailleurs atteints du syndrome de Raynaud : accès de pâleur, picotement et perte de sensation dans les doigts, perte de sensibilité tactile ainsi que des sensations de douleur et de froid dans les doigts, atrophie des muscles de la main, faiblesse musculaire, tendinite à l'épaule, etc.

La sévérité des symptômes peut être classée selon l'échelle de Stockholm-1986 (tableau 1.2) qui offre cinq différents niveaux de gravité : nul, discret, modéré, sévère et très sévère. La fréquence des épisodes de décolorations, d'engourdissements, de douleurs ainsi que les régions touchées sont les principaux critères sur lesquels l'évaluation est basée. Par contre,

l'échelle ne permet pas de quantifier l'incidence des attaques de façon précise. Malgré tout, une évaluation sommaire de la condition d'un travailleur peut tout de même être faite et permettre le développement de mesures préventives.

Tableau 1.2 Composantes vasculaire et neuro-sensorielle de l'échelle de «Stochholm Workshop» (1986)

COMPOSANTE VASCULAIRE		
NIVEAU	COTE	DESCRIPTION
0	-----	Sans attaque
1	Léger	Attaques occasionnelles affectant seulement le bout d'un ou de plusieurs doigts
2	Modérée	Attaques occasionnelles affectant les phalanges distales et médiales d'un ou de plusieurs doigts
3	Sévère	Attaques fréquentes affectant toutes les phalanges de plusieurs doigts
4	Très sévère	Même que niveau 3 avec dégénérescence de la peau du bout des doigts
COMPOSANTE NEURO-SENSORIELLE		
NIVEAU	DESCRIPTION	
0	Exposition aux vibrations, sans symptôme	
1	Engourdissement intermittent avec ou sans picotement	
2	Engourdissement intermittent ou persistant, perception sensorielle réduite	
3	Engourdissement intermittent ou persistant, discrimination tactile réduite et/ou dextérité manuelle	

Les problèmes de circulation sanguine sont bien présents chez les utilisateurs d'outils vibrants. En effet, l'exposition aux vibrations produirait une incidence du syndrome de Raynaud variant de 5 à 6% pour les sujets exposés tandis qu'elle était de 0 à 1,5% pour les sujets faisant partie du groupe contrôle (Bovenzi, 2010). Plusieurs auteurs s'entendent d'ailleurs pour affirmer que l'incidence de troubles vasculaires est plus élevée lorsque les travailleurs sont exposés à différents outils vibrants comparativement aux non-exposés (Griffin, 1990; Bovenzi, 1998). De plus, l'atteinte ne semble pas se limiter à un seul côté puisque l'exposition accrue à la vibration dans une main semblerait être associée avec une diminution de la circulation sanguine dans la main opposée (Bovenzi et Griffin, 1997; Farkkila et al., 1979; Egan et al., 1996). Cette diminution de l'apport sanguin pourrait s'observer grâce à l'évaluation de la pression sanguine systolique des doigts. Selon Bovenzi

(1998), la réduction de la pression serait significativement plus basse pour les groupes de sujets exposés aux vibrations que pour les groupes contrôles. Par ailleurs, son étude montre que la prévalence du syndrome de Raynaud était de 1,1% pour le groupe contrôle tandis qu'il variait de 9,0% à 51,6% pour le groupe exposé. Une étude effectuée par Sutinen et al. (2006) a tenté de vérifier l'effet de l'utilisation de scies à chaînes plus légères et munies d'un système anti-vibration. Les tests s'échelonnant de 1979 à 1995 ont évalué une diminution de la prévalence de symptômes des doigts morts (Vibration Induced White Fingers (VWF)) de 17% à 8% pour cette modification aux scies conventionnelles. Il y aurait donc moyen de diminuer l'apparition de certains troubles se dégageant de l'utilisation d'outils vibrants.

L'apparition des symptômes du syndrome de Raynaud semble être progressive avec l'exposition aux vibrations du système main-bras (Pyykkö, 1986). Toutefois, nombreuses sont les études qui se questionnent à savoir si la cessation de l'exposition aux vibrations pouvait mener à une amélioration des symptômes des doigts blancs induits par la vibration. D'une part, Pyykkö (1986) et Petersen (1995) s'entendent pour dire qu'il y aurait amélioration des symptômes avec la réduction ou la cessation de l'exposition. Par contre, Bovenzi et al. (1994) pensent que la condition ne subirait pas de changement ou pourrait même s'aggraver. D'après une étude de Östman et al. (1996), 28 sujets sur un total de 43 étant retirés de l'exposition à une source de vibration pour cinq ans mentionnent avoir noté une amélioration de leur condition. De plus, Bovenzi (2007) observe que l'arrêt de l'exposition aux vibrations semblerait être associé à un effet bénéfique au niveau de la réponse au froid de la part des vaisseaux sanguins. Par contre, une amélioration au niveau de cette sensibilité ne serait pas nécessairement reliée à une amélioration au niveau des symptômes du syndrome de Raynaud.

1.3.1.2 Impact neuromusculaire

Selon la norme ISO 5349-1, les travailleurs exposés à des sources de vibrations se plaignent de fatigue et de diminution de la force musculaire ainsi que de douleur aux mains et aux bras. Le travail avec des outils vibrants comporte quelques composantes appliquant une certaine charge sur les structures corporelles. Les muscles ainsi que les articulations doivent

constamment s'ajuster afin de permettre au corps de fonctionner malgré les forces externes agissant sur lui. Pour ce qui est de l'exposition aux vibrations, la fatigue musculaire pourrait provenir de l'exposition aux vibrations par l'entremise des commandes motrices suscitées par les perceptions sensorielles (Martin et Park, 1997). D'ailleurs, les contractions volontaires et involontaires peuvent éventuellement causer de la fatigue musculaire. Ces contractions peuvent causer une résistance au courant électrique qui agirait comme une impédance dite mécanique. Elle peut être vérifiée par l'évaluation de la réponse du corps face à une stimulation par vibration de l'un des segments. De plus, l'impédance peut provenir des structures du système main-bras, mais aussi du système neuromusculaire. En effet, le chapitre sur la force de préhension explique que l'augmentation de la rigidité musculaire implique une diminution de l'absorption de la vibration par les muscles (Reynolds, 1972). Donc, la transmission de celle-ci est plus importante.

Une variation au niveau de la sollicitation musculaire peut être observée par quelques études recensées. En effet, Seroussi et al. (1987) a d'ailleurs montré que l'activité musculaire de certains muscles du tronc augmentait avec la présence de vibrations par rapport à un groupe contrôle. De plus, Guignard (1985) mentionne qu'une augmentation au niveau du rythme cardiaque et de la consommation d'oxygène était en lien avec une activité musculaire plus élevée suite à l'exposition aux vibrations. Une fatigue musculaire ainsi qu'une atrophie des muscles de la main et des épaules ont aussi été soulevées par Griffin (1990). En résumé, Armstrong (1987) mentionne que la vibration produirait un effet à court terme sur le système nerveux qui inclut une activité musculaire accrue. La force exercée pour tenir l'outil vibrant pourrait devenir excessive et augmenterait les risques de développer des lésions tendineuses.

Les variations significatives de la sollicitation musculaire dans plusieurs études montrent que la vibration a un effet sur le système musculo-squelettique. Par contre, celui-ci est dépendant du contrôle moteur effectué par le système nerveux. De plus, la capacité de la vibration à affecter le système neurologique est préoccupante puisqu'elle semble influencer l'état d'éveil des sujets exposés (Landström et Lundström, 1985). Eklund et Hagbarth (1966) mentionnent que lorsqu'un muscle est activé, la vibration soumise à ses tendons augmenterait sa sollicitation. De Gail et al. (1966) proposèrent donc le fait que l'exposition à une source de

vibrations pourrait augmenter l'activité musculaire par la création du réflexe tonique vibratoire. Par exemple, lorsque stimulé par la vibration, le tendon d'Achilles semblait influencer le contrôle de la force déployé pour la flexion plantaire (Yoshitake et al., 2004).

Les principales structures responsables de détecter le niveau d'étirement d'un muscle sont les fuseaux neuromusculaires formés en partie de fibres nerveuses sensibles appartenant à la classe Ia (Granit, 1964; Jansen, 1962). L'afférence Ia transmet l'information à la moelle épinière qui déclenchera un réflexe d'étirement si l'étirement se fait trop rapidement ou à une trop grande amplitude (Eklund et Hagbarth, 1966). Suite à ce réflexe, il y a activation du muscle antagoniste au mouvement créé afin de pallier à l'étirement (De Gail et al., 1966). Lors de l'exposition à une source vibrante, le tendon est soumis à une stimulation qui déclenche ce réflexe (Eklund et Hagbarth, 1966). L'activation du muscle où le tendon est stimulé par la vibration est dirigée par les fuseaux neuromusculaires qui peuvent répondre jusqu'à des fréquences de 180 Hz (180 fois par seconde). La même étude suggère que lorsque la vibration dure pour une période de temps prolongée (30 secondes et plus), la force volontaire maximale des muscles sollicités peut se voir réduite. Toujours selon Eklund et Hagbarth (1966), le muscle antagoniste au mouvement peut aussi subir les effets des vibrations par l'entremise du réflexe tonique vibratoire (RTV). Son activation fait en sorte qu'il y aura un ajustement constant dans la posture du travailleur et une contraction statique des différents muscles du membre supérieur. Le rôle de ce réflexe est toutefois difficile à cerner pour ce qui est de l'exposition aux vibrations main-bras puisque celles-ci ne sont pas émises directement sur un tendon mais bien dans la paume de la main. Park (1993) mentionne que le RTV pourrait être à l'origine de perturbations au niveau du contrôle moteur qui contribuerait à des lésions au niveau des tissus mous de la main. De plus, le même auteur propose que des fréquences de vibrations élevées causent un RTV moins important et donc une sollicitation moins importante des muscles et tendons. Par contre, Eklund et Hagbarth (1966) mentionne que lorsque des sujets sont exposés à des vibrations, une contraction isométrique demanderait une plus grande sollicitation musculaire que lorsqu'un mouvement serait créé.

Les sensations du toucher et principalement de la vibration sont régies par les mécanorécepteurs. Ceux-ci sont répartis dans quatre catégories permettant de répondre aux stimuli tactiles: adaptation rapide (type 1 et 2) et adaptation lente (type 1 et 2). Les récepteurs Pacini sont associés à la catégorie «adaptation rapide de type 2» (Gescheider et al., 1978 ; Loewenstein et al., 1965) tandis que les corpuscules de Meissner sont plutôt à adaptation rapide de type 1. Pour les catégories à adaptation lente, le type 1 comprend les disques de Merkel et le type 2 représente les corpuscules de Ruffini. Parmi ces catégories, deux types de récepteurs à adaptation rapide sont principalement responsables de détecter les sensations émises par la présence de vibration de plus de 10 Hz dans la main (Verrillo, 1968). Ils répondront aux vibrations tant que les récepteurs capteront des oscillations.

Les mécanorécepteurs sont associés à des fibres myélinisées de type II ou A β de grands diamètres qui sont responsables de la conduction nerveuse rapide. Les mécanorécepteurs représentent la source d'information pour le travailleur lorsque vient le temps d'adapter la force à exercer sur l'outil. Par contre, l'exposition aux vibrations semble nuire à la discrimination tactile de la région exposée. En effet, une augmentation de l'amplitude de la vibration semble diminuer la sensibilité tactile de la main (Kume et al., 1984; Streeter, 1970). Selon Streeter (1970), une exposition de trois minutes de la main à une fréquence de vibrations de 60 Hz causerait une diminution de la sensation de pression de sept fois par rapport à la valeur de base sans vibration. Par contre, cet effet serait temporaire et le retour à la normale se fait généralement dans les minutes qui suivent l'exposition (Verrillo et Gescheider, 1977). Toujours selon les mêmes auteurs, la période de récupération dépendrait de la fréquence et de l'amplitude des vibrations ainsi que de la durée de l'exposition.

Une exposition de la main à la vibration semblerait provoquer une diminution aigüe de la sensibilité des voies afférentes des mécanorécepteurs de la peau glabre de la main (Lundström et Johansson, 1986). Toujours selon ces auteurs, trois des divers types de mécanorécepteurs (corpuscules de Pacini et de Meissner ainsi que les disques de Merkel) seraient affectés par une diminution de leur sensibilité à la vibration. La diminution temporaire de l'excitabilité de certains mécanorécepteurs pourrait être due à leurs fortes réponses durant le début de l'exposition aux vibrations (Loewenstein et Cohen, 1959). Cette

étude montre que deux facteurs pourraient mener à la diminution de la réponse des corpuscules de Pacini. Il s'agit en fait d'une diminution de la fréquence des potentiels d'action ainsi que d'une hyperpolarisation des terminaisons nerveuses. D'ailleurs, Sokolove et Cook (1971) observe une hyperpolarisation similaire et l'explique en partie par le renouvellement des ions responsables du potentiel électrique des terminaisons nerveuses. De plus, une diminution de l'excitabilité des mécanorécepteurs pourrait diminuer la capacité d'orientation spatiale tactile (Phillips et Johnson, 1981). La vibration semble entraîner une fausse perception de mouvements et de positionnements généralement régit par les fuseaux neuromusculaires. Par leurs terminaisons sensibles à la vibration, ils transmettraient un mauvais signal kinesthésique au système somesthésique (Eklund et Hagbarth, 1966; Eklund, 1972). Effectivement, les organes tendineux de Golgi qui sont généralement responsables de détecter la tension musculaire ne peuvent surpasser l'effet dominant de la vibration sur les afférences Ia. En d'autres mots, les signaux proprioceptifs semblent être masqués par les réponses des récepteurs sensibles à la vibration comme les fuseaux neuromusculaires (Roll et al., 1989). De plus, par le même principe que la vasoconstriction, une exposition à la vibration pourrait entraîner une démyélinisation des axones liés aux corpuscules de Pacini et aurait un impact sur la perception tactile (Takeuchi et al., 1986).

1.3.2 Effet mécanique de la vibration

Quelques aspects devront être contrôlés afin de cibler les effets précis de la vibration sur le système main-bras. Le moment de force ainsi que la circonférence de la poignée sont deux variables qui doivent être standardisées afin de fournir des conditions restreintes aux contraintes réelles qui sont : la morphologie des sujets, la force de préhension exercée, l'amplitude et la fréquence de vibration ainsi que la déviation du poignet. Comme il a été vu au cours d'études précédentes, les postures contraignantes proviennent en partie des moments de force exercés sur les segments en plus de la position raccourcie ou étirée des muscles (Giguère et al., 2007).

1.3.2.1 Impact mécanique de la vibration

1.3.2.1.1 Amplitude

Les agresseurs physiques que ressentent les travailleurs durant une tâche donnée peuvent provenir de plusieurs sources. Pour ce qui est de l'exposition aux vibrations, divers facteurs jouent un rôle dans l'importance de son effet sur le membre supérieur. La vibration représente principalement un mouvement oscillatoire produit par un corps (outil) en mouvement sous l'effet de forces internes et externes (Guide de l'INRS, 2006). Le tout est mieux représenté par un cycle de mouvements continus qui se renouvelle toujours dans le même ordre. Comme le montre la figure 1.9, il s'agit d'un objet qui se déplace de sa position d'équilibre et y revient en effectuant un mouvement de va-et-vient par rapport à cette position.

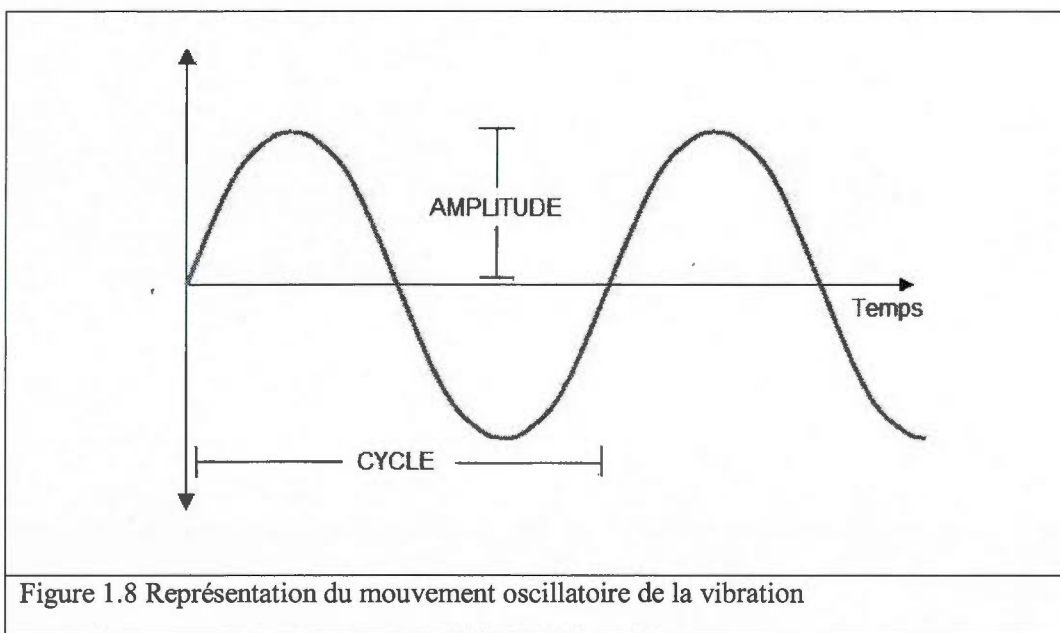


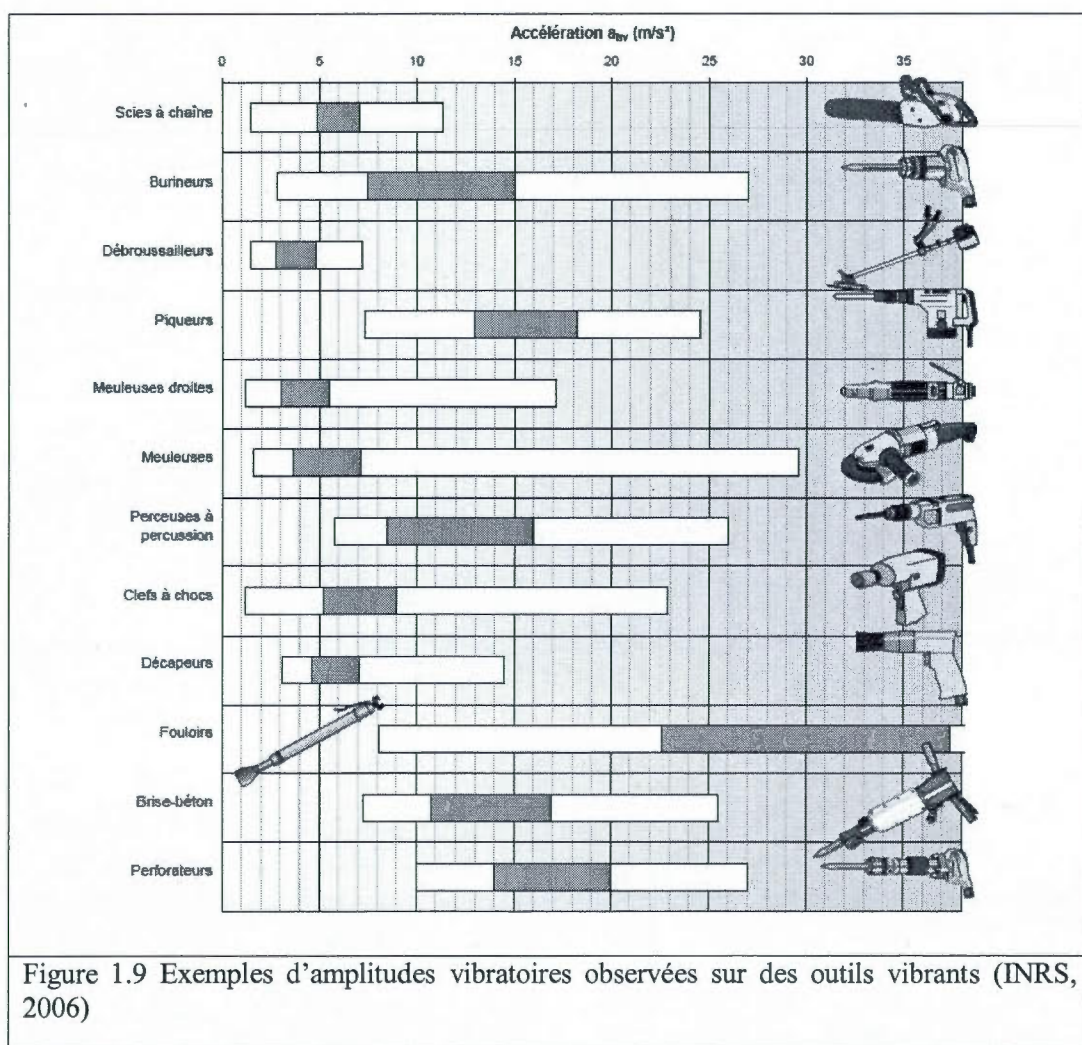
Figure 1.8 Représentation du mouvement oscillatoire de la vibration

L'amplitude de la vibration peut être présentée sous la forme de déplacement de la vibration (mètres), de vitesse de la vibration (mètres par seconde) et par accélération de la vibration (mètres par seconde au carré ou encore m/s^2). Comme la prise de mesure se fait habituellement à l'aide d'un accéléromètre installé sur l'outil vibrant, l'accélération sera la principale valeur d'amplitude utilisée. Selon la norme ISO 5349-1 (2001), le risque de vibrations mains-bras est basé sur la valeur totale de l'accélération pondérée en fréquence (a_{hv}). Cette valeur est donnée par la racine de la somme des carrés des accélérations pondérées en fréquence sur les trois axes orthogonaux x, y et z :

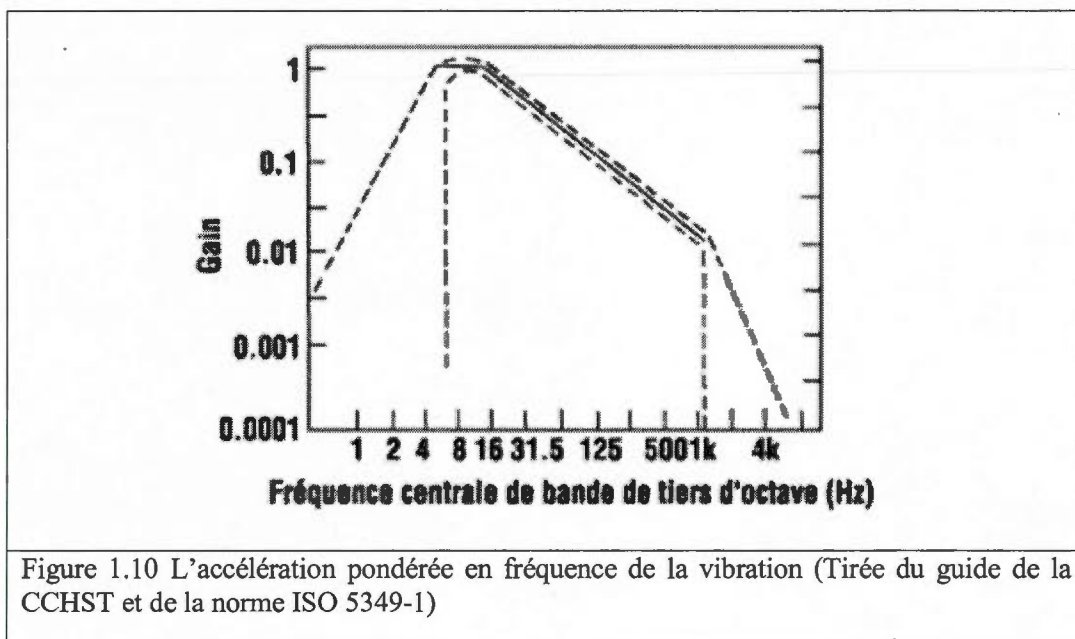
$$a_{hv} = \sqrt{(a_{hwx})^2 + (a_{hwy})^2 + (a_{hwz})^2}$$

où «h» représente la vibration transmise à la main et «w» l'accélération pondérée en fréquence pour chacun des axes x, y et z.

La figure 1.10 présente différents outils classés selon l'amplitude vibratoire leur étant associée. Les fouloirs, perforateurs et piqueurs semblent être les outils présentant les accélérations les plus importantes. Il est à noter que la zone centrale plus foncée indique le 25^{ème} percentile par sa limite gauche et le 75^{ème} percentile à sa limite droite. Pour ce qui est des zones pâles, celle de gauche délimite le minimum tandis que celle de droite plutôt le maximum pouvant être atteint.



La pondération en fréquence des accélérations permet d'isoler certains outils selon qu'ils sont plus ou moins à risque de provoquer des lésions. Comme la sensibilité de la main humaine varie selon la fréquence de la vibration (CCHST, 2008), la pondération par fréquence associe une valeur de 1 pour les fréquences de vibrations auxquelles le système main-bras est le plus sensible. Elle reflète donc l'importance qu'ont certaines fréquences de vibration au niveau des conséquences pour la main. La courbe présentée à la figure 1.11 montre que l'accélération pondérée est plus élevée pour des fréquences avoisinant les 8 à 16 Hz.



L'unité étant attribuée sera donc la moyenne quadratique exprimée en m/s^2 . Selon Semid (2002), l'accélération exprime le mieux l'intensité des vibrations en partie puisqu'elle est directement reliée à la force par l'équation : $F = m \times a$ (m = masse et a = accélération). L'outil permettant de mesurer cette accélération se nomme accéléromètre. Il est généralement petit et sensible au mouvement dans un grand éventail de fréquence (Chaffin, 2006). Toujours selon Semid (2002) ainsi que le guide de l'INRS (2006), la vibration a les propriétés d'un vecteur qui s'étend dans les trois directions x , y et z présentés dans la figure 1.12. Par contre, des études présentent le fait que la direction de vibrations dominante semblerait être dans l'axe du bras (Dong et al., 2005; Semid, 2002). D'ailleurs, Burström (1999) a indiqué que l'absorption de vibrations était plus importante dans l'axe z (figure 1.12) correspondant à l'axe formé par le membre-supérieur. En effet, l'absorption de l'énergie des vibrations ainsi que les contraintes musculaires varient selon la direction des vibrations.

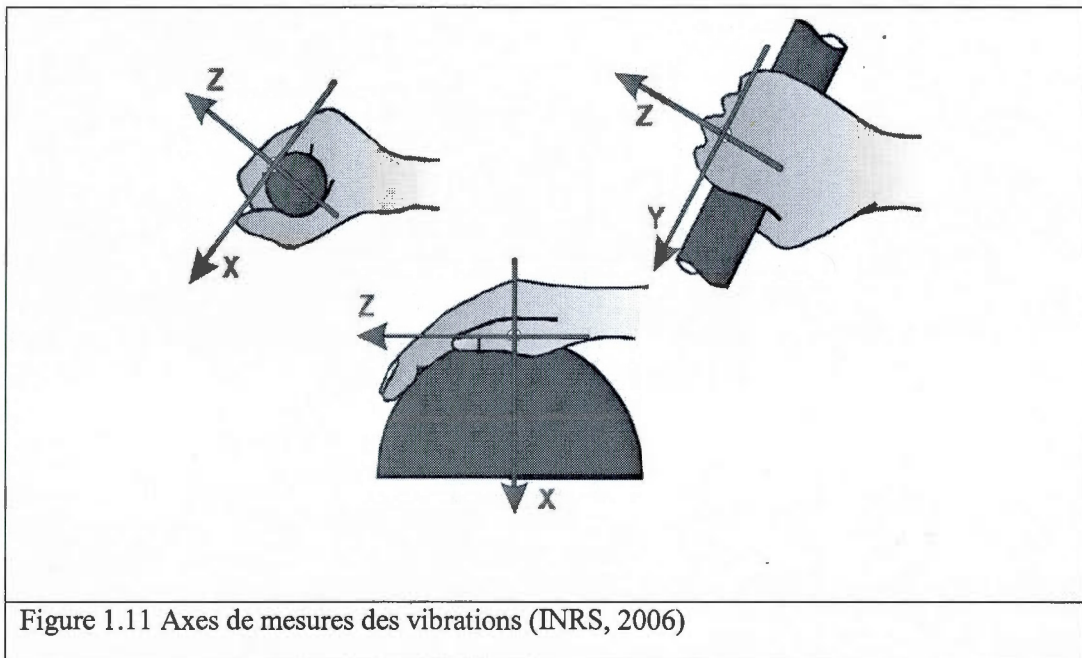


Figure 1.11 Axes de mesures des vibrations (INRS, 2006)

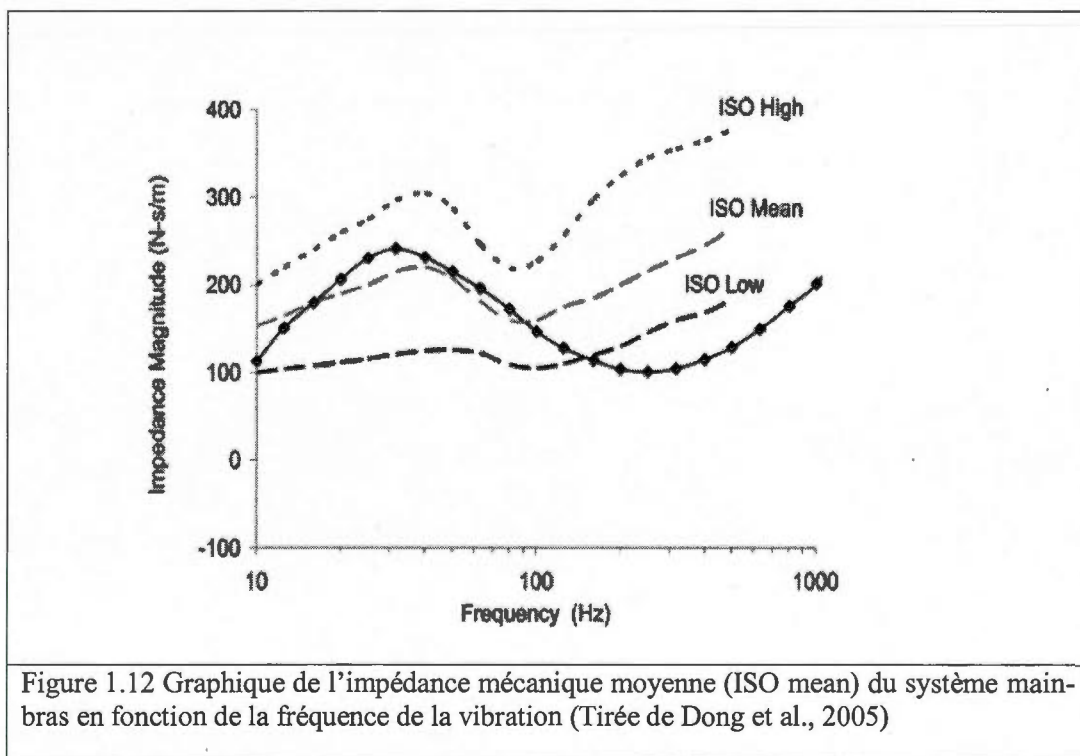
L'évaluation de l'exposition aux vibrations est dépendante de l'amplitude de celles-ci de même que de la durée de l'exposition (ISO 5349-1). Afin d'être comparées entre elles, les valeurs d'exposition doivent être basées sur une unité équivalente de 8 heures (A8). La durée d'exposition journalière en heure est représentée par la lettre T tandis que celle de référence (8 heures pour une journée) est sous la forme T_0 . Par ailleurs, l'accélération pondérée selon la fréquence est toujours présentée par a_{hv} . L'exposition quotidienne peut être estimée selon l'équation :

$$A(8) = a_{hv} \sqrt{\frac{T}{T_0}}$$

Il a été soulevé que la norme ISO 5349-1 pourrait manquer de précision au niveau de l'estimation de la dose l'énergie transmise par la vibration. Selon Burström et al. (1998) la dose vibratoire était surestimée pour des fréquences inférieures à 50 Hz et sous-estimée pour des fréquences supérieures à 200 Hz. Cette évaluation erronée pourrait être due au fait qu'elle est basée sur la fréquence pondérée tandis que l'absorption de l'énergie vibratoire dépend principalement de la direction et de la fréquence des vibrations (Burström, 1994).

Deux études de Burström (1990; 1999) ont montré un effet significatif de l'amplitude de la vibration sur différents paramètres du système main-bras. En effet, un changement au niveau de l'amplitude aurait un effet sur l'impédance mécanique ainsi que la force de préhension des sujets. L'impédance mécanique au point d'entrée est principalement référée à la résistance qu'offre le corps à laisser passer les ondes de vibrations. Selon Marcotte (2006), elle est définie comme étant le rapport de la force dynamique à la vitesse de vibration (v) résultante au point d'application de la force (F) et dans la même direction que celle-ci. Marcotte et al. (2005) rapporte que l'amplitude de la vibration a un effet significatif sur l'impédance mécanique du système main-bras. Effectivement, l'augmentation de l'amplitude de la vibration semble faire croître la transmission de celle-ci dans l'axe d'application. En d'autres mots, si la vibration est transmise de façon antéropostérieure, les changements en termes de

transmissibilité seront plus présents selon cet axe. Toutefois, cet effet est surtout noté pour des fréquences de la vibration sous 15 Hz. Cette étude suggère donc un effet non-linéaire de l'amplitude de la vibration sur la transmission de cette dernière. La figure 1.13 montre l'amplitude de l'impédance mécanique du système main-bras suite à l'exposition à des fréquences de vibrations variant de 10 à 1000 Hz. Les valeurs les plus élevées semblent se situer près de 50 Hz, mais aussi reprendre de l'importance de 600 à 1000 Hz (Dong et al., 2005). L'augmentation de la rigidité du système main-bras pourrait aussi mener à une transmission plus importante de la vibration.



Par ailleurs, l'amplitude de la vibration semble aussi avoir un effet sur la perception du travailleur. En effet, selon Morioka et al. (2008), plus la fréquence dépasse 20 Hz, plus la sensibilité à l'accélération semblerait diminuer pour une amplitude plus grande que $1,0 \text{ m/s}^2$ r.m.s. À l'inverse, cette sensibilité semblait croître en augmentant les fréquences de la vibration pour des amplitudes de moins de $0,5 \text{ m/s}^2$ r.m.s. De plus, Bovenzi et al. (1999) mentionne que l'apport sanguin aux doigts serait inversement proportionnel à l'augmentation

de l'amplitude de la vibration de 0,69 à 7,75 m/s² r.m.s. Adewusi et al. (2010) affirme aussi que l'influence de l'amplitude de la vibration (2,65 et 5,25 m/s²) est significative au niveau de la transmission de la vibration dans le système main-bras.

1.3.2.1.2 Fréquence

Le cycle de la vibration est représenté par un mouvement d'aller-retour par rapport à un point initial de référence. Ce cycle pourra être répété dans le temps selon que l'outil est utilisé sur une longue période ou non. Le nombre de cycle produit par seconde est considéré comme étant la fréquence et celle-ci est généralement exprimée en Hertz (Hz). Pyykko et al. (1976) souligne que l'atténuation des vibrations de basses fréquences se produit principalement dans les articulations tandis que les vibrations de hautes fréquences sont grandement absorbées par les tissus superficiels. Pour ce qui intéresse cette étude, il pourrait s'agir du rôle de la paume de la main. Les basses fréquences pourraient donc être plus problématiques puisque le réflexe tonique vibratoire pourrait être déclenché par une atteinte des tendons ainsi qu'une transmission à la moelle épinière par les voies afférentes Ia (terminaisons primaires). D'ailleurs les fuseaux neuromusculaires seraient responsables de signaler le changement de longueur du muscle aux voies afférentes. Les fuseaux neuromusculaires (principalement les fibres Ia) semblent pouvoir répondre à des fréquences pouvant aller jusqu'à 220 Hz (Roll et al., 1986; Ribot-Ciscar, 1998). Toutefois, les voies afférentes de type II (terminaisons secondaires) de ces fuseaux semblent moins sensibles à la vibration puisqu'elles cessent de répondre aux vibrations de fréquences plus élevées que 100 Hz (Burke et al., 1976).

Selon Kihlberg (1994), les vibrations de basses fréquences (moins de 50 Hz) impliqueraient une plus grande contrainte musculaire qu'aux fréquences supérieures à 100 Hz. Effectivement, les articulations du coude et de l'épaule subiraient une surcharge plus importante. Selon Dupuis et Jansen (1979), la sollicitation maximale du biceps brachial se situerait autour de 30 à 50 Hz. Donati (1992) confirme aussi le fait que le biceps brachial soit le muscle le plus réactif aux vibrations. Selon deux études, les basses fréquences pourraient bel et bien être transmises aux bras et aux épaules au lieu d'être absorbées par les tissus de la main (Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977). Par contre, Stelling et al. (1992) n'ont pas

pu prouver qu'il y avait une modification de la sollicitation musculaire lors des variations de basses à hautes fréquences de la vibration. En effet, l'absorption de la vibration serait faite par les mains et les doigts plutôt que les articulations proximales (coude et épaule) pour des vibrations de fréquences de plus de 100 Hz (Reynolds et al., 1977).

La sensibilité face aux vibrations émises au volant d'une voiture serait aussi dépendante de la fréquence de vibration. Effectivement, Kim et al. (1985) mentionne que la vibration pourrait être transmise au volant à des fréquences allant jusqu'à 200 Hz. Par contre, la plus importante transmission en termes d'amplitude serait autour de 20 à 30 Hz. D'ailleurs, Morioka et Griffin (2009) affirment que la médiation est effectuée en partie par les corpuscules de Pacini pour les fréquences de plus de 20 Hz. Par contre, Verrillo (1968) mentionne que la plage de fréquence optimale pour la perception des corpuscules de Pacini se situe plutôt entre 60 et 400 Hz même si la zone de réponses se situe de 20 à 2000 Hz. De plus, leur large surface de contact fait en sorte que la localisation précise de l'application de la vibration pourrait être difficile pour des fréquences de plus de 60 Hz (Thonnard et al., 1997). C'est donc dire que pour des fréquences de moins de 60 Hz, il s'agirait plutôt d'une zone de sensibilité pour d'autres mécanorécepteurs à adaptation rapide. En effet, selon Verrillo (1985), les corpuscules de Meissner et les follicules pileux répondent lorsque des fréquences sont de 45 Hz et moins. De plus, Lundstrom (1986) mentionne que la sensibilité optimale des corpuscules de Meissner se situe à une fréquence de 30 Hz. Par ailleurs, des récepteurs à adaptation lente pourraient répondre aux vibrations lors de basses fréquences (Lundstrom, 1986). Pour leur part, les disques Merkel et corpuscules de Ruffini seraient sensibles à des fréquences de 2 à 32 Hz dans le premier cas et de 8 Hz pour le deuxième. Les corpuscules de Pacini et Meissner pourraient tous les deux être responsables de la perception lors de fréquences variant entre 40 et 80 Hz, mais leur responsabilité varie selon la surface de contact et la pression exercée sur celle-ci (Griffin, 1990). Par ailleurs, pour des amplitudes de vibrations plus grandes que $1,0 \text{ m/s}^2$ r.m.s., la sensibilité à l'accélération diminuait lorsque la fréquence de vibration augmentait à plus de 20 Hz.

La méthode de calcul des accélérations pondérées selon la fréquence proposée par ISO 5349-1 semble sous-estimer l'effet des fréquences sur le développement de certains symptômes. Griffin et al. (2004) souligne que selon une étude où les travailleurs étaient exposés à

différents outils vibrants, la méthode de calcul de la norme ISO 5349 produisait des prédictions moins exactes qu'un calcul où les accélérations n'étaient pas pondérées. Cependant, Bovenzi (2010) affirme que la méthode de calcul d'exposition sur huit heures avec pondération fréquentielle produirait des résultats d'incidence du syndrome des doigts morts plus précis que les autres méthodes de calcul des expositions quotidiennes. La fréquence pondérée est utilisée afin de respecter le fait que le risque de dommage n'est pas le même à toutes les fréquences. Selon cette fréquence pondérée, la sensibilité à l'accélération serait effectivement plus grande pour des fréquences oscillant de 8 Hz à 16 Hz (ISO 5349-1). Toutefois, cette sensibilité semblerait diminuer avec l'augmentation des fréquences au-dessus de 16 Hz. Morioka et Griffin (2006) soulèvent qu'il y aurait une diminution de la sensation perçue de vibrations lorsque la fréquence augmente au-dessus de 16Hz pour une poignée de 30mm de diamètre.

La résonance est un phénomène selon lequel certains systèmes mécaniques sont sensibles à l'énergie appliquée à une certaine fréquence. Lorsque celle-ci s'approche de la fréquence de résonance d'un élément physique, celui-ci peut produire des oscillations de plus en plus importantes. La zone de fréquence de 20 à 50 Hz est une zone de transition entre la résonance maximale du système main-bras et de la transmission maximale d'énergie par la vibration (Dong et al., 2005). Le phénomène de résonance fait en sorte que l'on peut retrouver des valeurs d'accélérations plus élevées à une articulation éloignée de la source de vibrations qu'à la source même. Malheureusement, plusieurs outils vibrants présentent des vibrations dans cette gamme de fréquences (Griffin, 1990). Une bonne prévention serait d'élaborer des nouveaux concepts d'outils pouvant diminuer la transmission de la vibration à la source.

1.3.2.1.3 Force de préhension

La transmission des vibrations dépend partiellement de l'amplitude et de la fréquence de celles-ci. Toutefois, en s'appuyant sur d'autres études, Semid (2002) affirme que la force de préhension aurait aussi un rôle à jouer dans cette transmission. D'ailleurs, une étude de Lundborg (1994) soutient que l'amplitude des vibrations transmises au membre supérieur s'accroît avec l'augmentation de la force de préhension. Selon Semid (2002), le réflexe

tonique vibratoire serait en partie responsable de ce principe puisqu'il contribue à l'augmentation de l'activité musculaire suite à l'exposition aux vibrations. Lorsqu'il est déclenché, les muscles du système main-bras sont sollicités de façon anormale. La force de préhension sur l'outil se voit donc augmentée. De ce fait, les tissus de la main se retrouvent écrasés et la transmission de la vibration semble être plus importante (Pyykkö et al., 1976). Il pourrait être tentant de croire que de travailler en appliquant moins de force de préhension serait une solution plausible, mais Dong et al. (2005) mentionne que certains outils nécessitent une telle force afin d'exécuter la tâche pour laquelle ils sont conçus.

Comme vu dans la section sur l'impact neuromusculaire, les vibrations causeraient une diminution de la sensibilité de certains mécanorécepteurs (corpuscules de Pacini et de Meissner ainsi que les disques de Merkel) qui pousserait les travailleurs à serrer l'outil plus fort (Lundström et Johansson, 1986). De la sorte, la pression ressentie entre l'outil et la main serait différente de la réalité et le travailleur exercerait une force excessive contre la poignée pour en maintenir le contrôle. Finalement, une étude de Radwin et al. (1987) suggère qu'une augmentation de la force de préhension sur un objet vibrant pourrait être causée par la combinaison des deux mécanismes sensoriels : le réflexe tonique vibratoire et une sensibilité tactile affectée. Cependant, les résultats obtenus par cette étude montrent que l'augmentation de l'activité musculaire serait principalement due au réflexe tonique vibratoire puisque la force de préhension la plus élevée était associée à la sensibilité tactile la plus affectée. En effet, le réflexe tonique vibratoire pourrait jouer un rôle dans l'altération du contrôle moteur (Radwin et al., 1987) en plus de contribuer à augmenter la sollicitation musculaire. D'ailleurs, cette activité électromyographique que provoque le réflexe s'ajouterait à la contraction musculaire volontaire nécessaire pour effectuer la tâche (Radwin et al., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). Donc, la sollicitation musculaire serait plus élevée en présence de vibrations que pour réaliser la même tâche sans vibration. Toutefois, cette contraction supplémentaire pouvant être de l'ordre de 10 % de la CVM ne semble pas être détectée par les sujets (Park et Martin, 1993). De plus, une étude de Radwin et al. (1987) a montré que la force de préhension de 14 sujets soumis à la présence de vibrations de 40 Hz au niveau de la main a augmenté d'une moyenne de 27%. En effet, elle aurait passé de 25,3 N sans vibration à une valeur de 32,1 N pour les conditions avec vibrations. Finalement, pour

des fréquences de moins de 100 Hz, l'amplitude du réflexe tonique vibratoire augmente avec la croissance de la fréquence de la vibration (Martin et Park, 1997). Selon ces auteurs, cette augmentation du réflexe serait en partie due à la dépolarisation des motoneurones qui suivrait l'augmentation de la fréquence de décharge des afférences Ia. Donc, le recrutement des unités motrices serait plus important.

La charge musculaire de l'avant-bras dépend de la force de préhension. En effet, une plus grande force exercée sur un objet engendre une activation musculaire plus importante au niveau de l'avant-bras. Cette augmentation entraîne une rigidité musculaire plus importante du segment (Radwin et al., 1987). D'ailleurs, selon Eklund et Hagbarth (1966), l'augmentation de la rigidité musculaire lors de contractions isométriques (sans mouvement) amplifierait la transmission de la vibration.

L'impédance mécanique offerte par l'avant-bras semble aussi être influencé par l'activation musculaire. Une force de préhension plus importante pourrait effectivement être associée à une impédance plus élevée (Griffin, 1990). De plus, Gurram et al. (1995) observent que l'impédance mécanique du système main-bras croît avec une augmentation de la force de préhension (10 N, 25 N et 50 N). La contraction musculaire entraîne une rigidité plus importante du membre supérieur qui facilite la transmission de la vibration au système main-bras (Reynolds, 1972). Cette étude suggère donc que les contraintes musculaires imposées à ce segment seraient proportionnelles à l'augmentation de sa rigidité. De plus, la transmission de la vibration augmentera en suivant la croissance de la rigidité du système main-bras (Dong et al., 2004; Kihlberg, 1995; Lundström, 1984; McDowell et al., 2007). En effet, en variant la force de préhension en contact avec la source vibrante, la rigidité musculaire ainsi que la résonance du membre supérieur varieront. Donc, la transmission de la vibration est dépendante d'un système complexe mettant en interaction la résonance du segment ainsi que la rigidité musculaire (qui dépend des fuseaux neuromusculaires et de l'organe tendineux de Golgi) dictée par la force de préhension.

L'étude de Radwin et al. (1987) a montré que les vibrations augmentaient les forces de préhension de 27% à 40 Hz de fréquence de la vibration tandis que la variation était de 7% pour 160 Hz. De plus, une augmentation de 42% de la force de préhension pouvait aussi être observée entre une amplitude de vibration passant de 9,8 à 49 m/s². Finalement, les forces appliquées sur une poignée semblent difficiles à reproduire lorsque des vibrations dont les fréquences oscillent entre 31,5 et 63 Hz sont déclenchées (McDowell, 2007). Ce principe pourrait s'expliquer par l'exposition aux vibrations qui affecterait la perception de la quantité de force à déployer.

Des troubles musculo-squelettiques peuvent survenir suite à une force de préhension trop intense et sur une longue période de temps. De ceux-ci, il faut noter le syndrome du tunnel carpien ainsi que l'épicondylite (Griffin et Bovenzi, 2002). D'ailleurs, le maintien d'une importante force de préhension pourrait être à la source du développement de l'épicondylite. Cette inflammation des tendons est généralement créée par des microtraumas dus à l'usure et au manque de récupération. De plus, une perte de force de préhension peut aussi se produire suite à une exposition prolongée à des vibrations (Färkkilä, 1978). Pour ce qui est du syndrome du tunnel carpien, il s'agirait d'un frottement entre le canal carpien, les gaines tendineuses du poignet et le nerf médian. L'angle du poignet pourrait affecter cette lésion, mais aussi la répétitivité et la force interne déployée (Bovenzi, 1998; Hagberg, 2002). D'ailleurs Bovenzi et al. (2005) estime que l'utilisation d'outils vibrants (en particulier les sableuses orbitales) serait significativement associée à la présence du syndrome du tunnel carpien.

Les résultats de l'étude de Dong et al. (2005) discutés dans le chapitre sur les somatotypes montrent que la rigidité apparente du membre supérieur joue un rôle essentiel dans la détermination de la réponse biodynamique de la main soumise à des vibrations. L'évaluation de la rigidité de la paume de la main pourrait avoir un effet appréciable sur le développement de l'utilisation de gants anti-vibration. Ceux-ci pourraient remplacer les tissus mous de la main qui ont pour rôle l'atténuation des vibrations (Armstrong, 2003). En effet, le port du gant aurait comme rôle de séparer la main de la surface vibrante grâce à une surface absorbante au centre de la paume de la main. Toutefois, les gants anti-vibration ne semblent

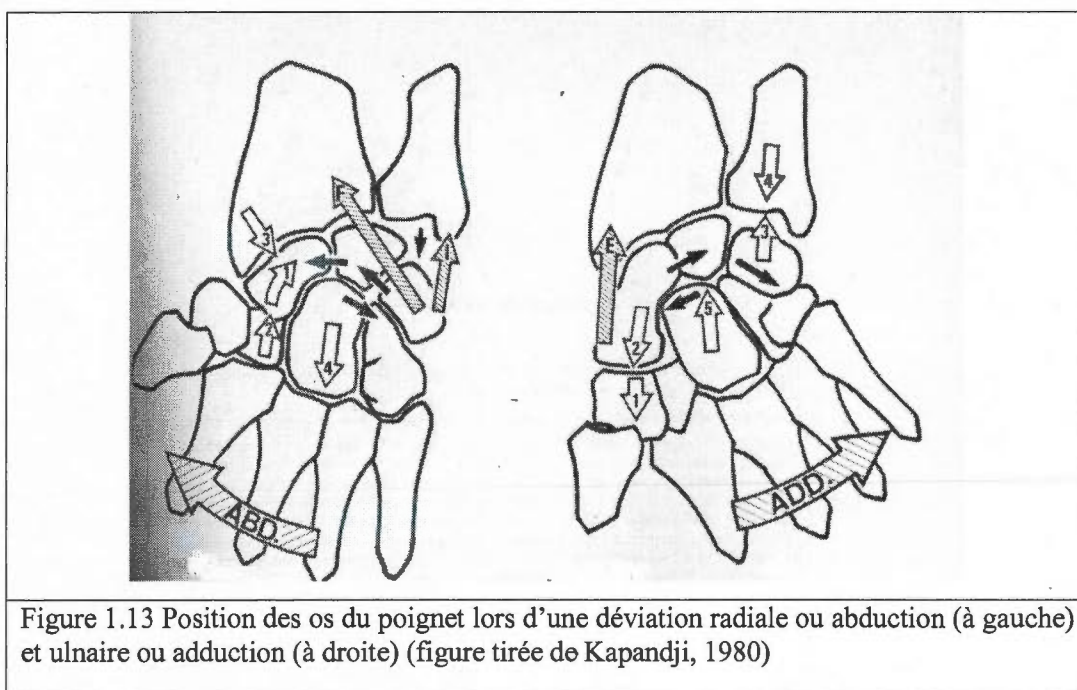
pas être spécialement conçus pour des fréquences de vibrations plus faibles que 100 Hz. De plus, certaines études ont démontré que la force de préhension peut être affectée par le port de gants (Hertzberg, 1955).

1.3.2.2 Impact des caractéristiques du sujet

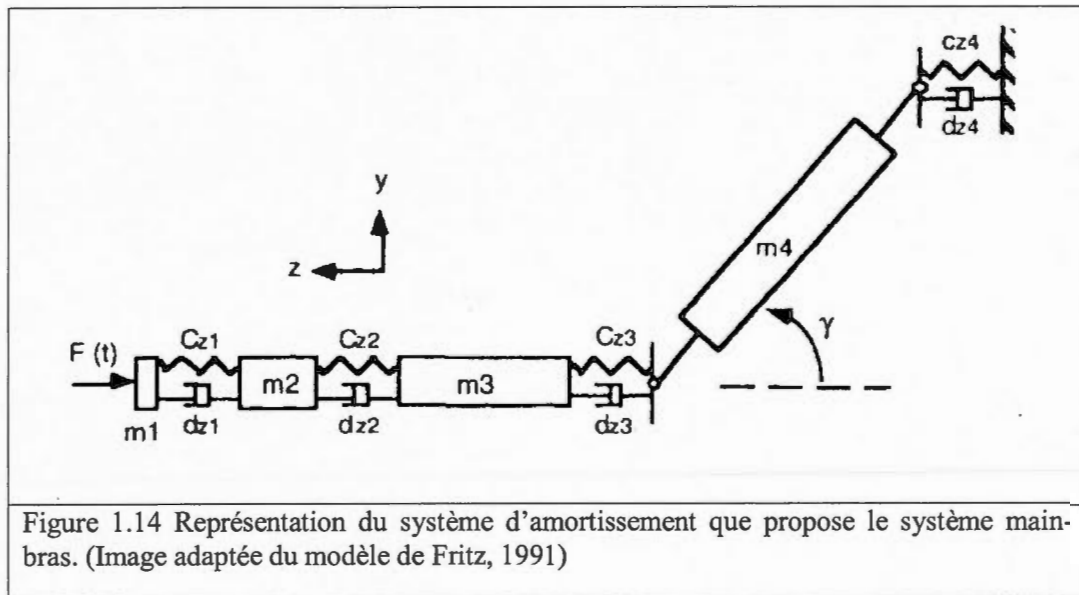
1.3.2.2.1 Déviation du poignet

La position du poignet dans le système main-bras pourrait avoir un effet important sur la transmission de la vibration. Dempsey et Ayoub (1996) mentionnent que le travail avec une déviation au poignet augmente les risques de développer le syndrome du tunnel carpien. De plus, ils affirment que l'ajout d'une déviation du poignet dans une tâche de préhension amplifie le recrutement musculaire de l'avant-bras. Il suggère aussi que l'étude de l'effet des déviations devrait se faire pour en arriver à discriminer les différentes composantes affectant la transmission de la vibration. À ce sujet, une étude faite par O'Driscoll et al. (1992) montre que les sujets avaient plus de facilité à exercer une force de préhension maximale lorsque le poignet était en déviation cubital ($7^\circ \pm 2$) et en extension ($35^\circ \pm 2$).

La déviation du poignet pourrait être importante par l'emplacement des osselets mais surtout au niveau de la rigidité (figure 1.14). Lors d'une déviation ulnaire ou radiale, l'entassement des os les uns sur les autres immobilise l'articulation en bloc. L'espace entre les os serait donc restreint et cela aurait comme effet de limiter l'absorption des vibrations (Fritz, 1991). La vibration serait donc transmise au segment au lieu d'être absorbée par un système ressemblant à un ressort puisque l'entassement augmente la rigidité du segment. D'ailleurs, Dong et al. (2005) ainsi que Xu et al. (2009) mentionnent qu'une augmentation de la rigidité provoquerait un transfert plus important des vibrations au membre supérieur. Selon Kapandji (1980), la déviation radiale maximale est de 15 degrés tandis que le poignet peut atteindre une déviation ulnaire d'environ 47 degrés.



Selon le modèle de Fritz (1991) présenté à la figure 1.15, le système main-bras peut agir comme système d'amortissement des vibrations soumises à la main. D'ailleurs M1 représente les tissus palmaires tandis que M2 est l'image de la main. Ensuite, M3 remplace l'avant-bras et M4 le bras. Il faut donc comprendre que les différents segments du membre supérieur peuvent jouer leur rôle dans l'absorption de la vibration. Toutefois, lorsque la rigidité d'une surface ou d'une articulation augmente, le principe d'absorption diminue graduellement.



Les déviations ulnaires et radiales pourraient faire en sorte que les muscles impliqués dans la posture affecteraient la transmission de la vibration. Lors du maintien d'un outil vibrant en voulant éviter la déviation ulnaire, les déviateurs radiaux sont contractés et donc plus rigides. Donc, la répercussion de la vibration dans le système main-bras pourrait être plus importante. En effet, lorsqu'un muscle se contracte, la rigidité cause une impédance plus importante du segment (Griffin, 1990). De plus, comme l'articulation du poignet serait plus rigide dû à une déviation dans un sens ou dans l'autre, sa contribution à l'amortissement de la vibration s'en verrait diminuée. La transmission de la vibration serait alors plus importante.

1.3.2.2.2 Somatotype

La composition corporelle serait susceptible d'affecter la transmission de la vibration. Une étude de Burström (1994) a soulevé le fait que le volume de la main et son épaisseur pouvaient jouer un rôle dans l'absorption de la vibration. Semid (2002) soulève aussi le fait qu'il faudrait porter attention aux risques qu'amène la perte d'élasticité des tissus avec l'âge. La gravité de la transmission des vibrations pourrait donc s'accroître avec l'âge. La composition corporelle sera décomposée en trois catégories de somatotypes nommées : ectomorphe, mésomorphe endomorphe. Toutefois, les deux premières catégories seront

retenues pour cette étude afin de limiter l'échantillonnage à deux groupes. Selon Carter (2002), l'anthropométrie représentant un somatotype ectomorphe est celle d'une forme linéaire et svelte. Pour ce qui des mésomorphes, ces personnes seraient plutôt du type ayant une robustesse musculo-squelettique. L'évaluation du somatotype selon la méthode Carter et Heath (1990) se fera pour cette expérimentation puisque cet aspect corporel est soupçonné d'avoir un effet sur la transmission de la vibration.

Quelques études (Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977) établissent un lien entre la transmission de la vibration à la paume de la main qu'offrent les gants anti-vibration, la réponse dynamique que provoque la vibration sur la main et l'absorption de la vibration par le système main-bras. Théoriquement, les tissus mous de la main fonctionnent comme un système naturel de coussins ou des gants anti-vibration. Ce principe peut se représenter par un système de suspension à ressort tandis que le reste du segment est plutôt un amortissement par la masse (Fritz, 1991). L'absorption du système d'amortisseurs dépend de la fréquence de la vibration. À basse fréquence (plus petit que 40 Hz) les vibrations ne peuvent être isolées par la main et sont donc transférées au reste du bras (Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977). D'ailleurs, ces auteurs parlent aussi du fait qu'il y aurait un plus grand pourcentage des composantes du système main-bras qui serait impliqué dans la réception de la vibration. Un membre supérieur plus imposant fournirait plus de masse au système exposé à la vibration. En effet, Dong et al. (2005) mentionne l'importance d'une plus grande masse du système main-bras lorsque la vibration est transférée jusqu'à l'épaule. Le tout ferait en sorte qu'il y aurait un effet bénéfique sur l'amplitude de la réponse biodynamique du système main-bras. De plus, la grosseur du système main-bras permettrait de diminuer l'amplitude de la réponse biodynamique du bras lorsqu'il est exposé à la vibration. Cet effet semble être présent pour des fréquences variant de 10 Hz à 31,5 Hz.

Pour des fréquences de vibration entre 63 et 200 Hz, le comportement des tissus semblerait aller à l'inverse. Toutefois, cela pourrait être causé par le fait que les tissus de la main sont plus absorbants pour ces fréquences (Dong et al., 2005). Toujours selon cette étude, la zone de fréquences se situant entre 20 et 50 Hz semble importante puisqu'elle présente la plus grande résonance du système main-bras en plus de permettre le plus grand potentiel

d'absorption par la masse. De plus, Griffin (1990) mentionne que cette zone est la plus critique puisqu'une grande partie des outils à percussions présentent des fréquences de vibrations dans cette zone. De plus, l'efficacité de ce système d'absorption peut dépendre des propriétés mécaniques des individus. Une large main, malgré qu'elle soit constituée de tissus adipeux plus épais et donc plus mous à la surface, pourrait être combinée à un système main-bras volumineux (mésomorphe). Dans ce cas, la masse importante causerait une diminution de la réponse biodynamique du système. Cette observation suggère donc que la paume de la main pourrait jouer le rôle d'isolateur. Une personne disposant d'un imposant système main-bras serait moins à risque de développer des TMS aux poignets, coudes et épaules par l'entremise de la vibration (Dong et al., 2005).

Étant donné que les doigts sont en contact direct avec la source de vibrations et qu'ils ont moins de tissus adipeux, l'énergie absorbée serait plus grande à cet endroit. Pelmear et al. (1998) ainsi que Griffin (1990) suggère que cette zone serait plus à risque que les autres puisque c'est à cet endroit que les premiers symptômes du syndrome de Raynaud pourraient apparaître (blanchissement, engourdissement et douleur).

1.4 Hypothèses

Cette étude met en relation plusieurs critères pouvant influencer la transmission de la vibration. D'une part, l'amplitude et la fréquence de vibration auront un effet direct sur l'exposition au système main-bras. De plus, des fréquences de 40 Hz seraient les plus problématiques puisqu'elles s'approcheraient de la fréquence de résonance du système main-bras (Marcotte, 2006). Comme rapporté par quelques études (Burström, 1997; Kihlberg, 1995), cette fréquence de résonance semble être située dans la bande de fréquences de 30 à 50 Hz. De plus, une étude de Marcotte (2006) montre que la résonance du système main-bras pourrait être la cause d'une impédance élevée dans la bande de fréquences de 30-50 Hz. Les oscillations du membre supérieur seraient plus importantes et les risques de dommages aux structures seraient amplifiés. Il faut aussi noter que l'accélération pondérée selon la fréquence est la plus élevée dans la zone de 8 à 16 Hz. C'est donc dire que cette zone de fréquence est la plus à risque. Il ne serait pas surprenant de voir une activité musculaire plus importante pour des fréquences avoisinant les 40 Hz en combinaison avec une amplitude de 10 m/s² rms puisque l'oscillation des segments serait au plus haut point.

Les forces de préhension exercées sur la poignée devraient accentuer la sollicitation musculaire de façon proportionnelle avec leur augmentation. De plus, il est attendu que la combinaison de la présence de la vibration et des forces de préhension aura un effet plus important sur la sollicitation musculaire. Effectivement, il a été vu que dû à l'écrasement des tissus adipeux de la main, l'effet du réflexe tonique vibratoire devrait être amplifié. En serrant plus fort, la présence de ce réflexe serait plus importante en partie par une augmentation de la vibration des tendons. Celle-ci aurait pour effet d'augmenter la transmission de la vibration. De ce fait, les mécanorécepteurs transmettraient le même signal, mais la perception et l'interprétation de la pression serait faussée. Ainsi, les sollicitations musculaires seraient trop intenses pour la tâche demandée puisque les commandes motrice seraient inadéquates. Les muscles de l'avant-bras (extenseur commun des doigts, fléchisseur superficiel des doigts, long extenseur radial du carpe et fléchisseur ulnaire du carpe) devraient voir leur sollicitation augmenter.

La déviation du poignet dans un sens ou dans l'autre entraînerait une augmentation de la transmission de la vibration par la rigidité qu'elle occasionnerait. En augmentant l'impédance mécanique du système, la fréquence de décharge des fuseaux neuromusculaires augmenteraient et commanderaient donc plus de contraction musculaire. La transmission accentuée de la vibration par cette articulation serait principalement dû au fait que les petits os du poignet s'entasseraient et créeraient un bloc rigide. Les muscles responsables de maintenir la position statique verraient leur activité augmenter.

La composition corporelle des sujets devrait avoir un rôle à jouer dans la transmission de la vibration. En effet, selon quelques études, la taille du système main-bras aurait une influence sur l'absorption des vibrations émises par un outil. En simulant l'effet d'un gant anti-vibration, les tissus adipeux plus importants pour un sujet mésomorphe auraient pour rôle d'atténuer la vibration au contact de la paume de la main. Ainsi, les effets de la vibration sur le membre supérieur seraient moins importants. Le réflexe tonique devrait être moins impliqué dans les tâches et la sollicitation musculaire devrait être moins élevée pour les sujets mésomorphes qu'ectomorphes.

CHAPITRE II

MÉTHODOLOGIE

2.1 Sujets

Pour cette étude, douze sujets droitiers ont été recrutés parmi les étudiants du baccalauréat en kinésiologie de l'UQÀM grâce à des affiches descriptives. Cette participation était volontaire et rémunérée à titre d'assistant de recherche selon le taux horaire prévu par la convention collective du SÉTUE à l'UQÀM. Les sujets ne devaient pas avoir éprouvé de troubles musculo-squelettiques aux membres supérieurs au cours des six derniers mois pour ne pas biaiser l'étude. Deux groupes de six sujets ont été formés en fonction de leur somatotype respectif. Ils ont donc été divisés selon qu'ils soient de type ectomorphe ou mésomorphe. D'ailleurs, le recrutement des participants était restreint par la nécessité d'obtenir autant de sujets pour chacun des somatotypes.

Chaque sujet a dû signer un formulaire de consentement (appendice C) et suivre une courte formation sur les dispositifs utilisés ainsi que sur les conditions expérimentales. Les différentes procédures en lien avec l'expérimentation se sont déroulées lors d'une seule journée. Les sujets étaient accueillis à l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail puisqu'il s'agissait de l'endroit où s'effectuaient les manipulations. Le formulaire de consentement ayant préalablement été rempli et la formation ayant été donnée, le sujet était donc instrumenté et préparé pour l'expérimentation.

Les sujets ont été classés selon deux différentes catégories de somatotypes. L'évaluation de leur composition corporelle a été effectuée d'après l'étude de Carter et Heath (1990) présentée en appendice B (figure 3.48). Le tableau 2.1 montre les différentes valeurs anthropométriques recueillies afin d'identifier les sujets selon qu'ils se classaient comme ectomorphe ou mésomorphe.

Tableau 2.1. Anthropométrie des sujets

Sujets	Somatotypes	Grandeur (m)	Poids (kg)
1	Mésomorphe	1,78	80
2	Mésomorphe	1,67	67,7
3	Mésomorphe	1,64	62,7
4	Mésomorphe	1,85	109
5	Mésomorphe	1,75	67,3
6	Mésomorphe	1,89	84
7	Ectomorphe	1,78	55,9
8	Ectomorphe	1,85	75
9	Ectomorphe	1,75	62,6
10	Ectomorphe	1,93	72,7
11	Ectomorphe	1,89	70,5
12	Ectomorphe	1,90	81,8

Comme mentionné précédemment, la sélection des sujets a été faite en fonction des critères de Carter et Heath (1990) et l'indice permettant de répertorier ces participants est présenté dans le tableau 2.2. Il s'agit en fait des trois composantes évaluées selon le tableau placé en appendice B. La première représente l'indice d'endomorphie, la deuxième correspond à la mésomorphie tandis que la dernière est plutôt associée au degré d'ectomorphie des sujets.

Tableau 2.2. Indices permettant de classer les sujets par somatotype (Carter et Heath, 1990)

Classement	Somatotypes	Endomorphe	Mésomorphe	Ectomorphe
1	Mésomorphe	2,5	6	1,5
2	Mésomorphe	1,5	5,5	1,5
3	Mésomorphe	2,5	7	1,5
4	Mésomorphe	4,5	7	0,5
5	Mésomorphe	1,5	5	3
6	Mésomorphe	1,5	5	3
7	Ectomorphe	1,5	4	5,5
8	Ectomorphe	1,5	2,5	3,5
9	Ectomorphe	1,5	1,5	3,5
10	Ectomorphe	2,5	2	5
11	Ectomorphe	3	1,5	5
12	Ectomorphe	1,5	2,5	3,5

2.2 Variables indépendantes

Tout d'abord, il est important de mentionner que toutes les combinaisons de variables indépendantes ont été reproduites pour deux différentes catégories de somatotypes (ectomorphe et mésomorphe). Les sujets endomorphes ont été évités afin de se limiter à deux groupes et puisqu'ils sont plus rares parmi les étudiants en kinésiologie et donc plus difficiles à recruter. Les sujets ont préalablement été classés selon ces deux catégories grâce à la méthode de Carter et Heath (1990). De plus, les différentes conditions expérimentales étaient effectuées dans un ordre aléatoire afin d'éviter un effet de fatigue. Ces conditions ont été effectuées sur un enregistrement de 10 secondes, mais l'analyse a été effectuée sur un délai de 5 secondes. D'ailleurs, cette zone d'analyse était prise 1 seconde après le début de l'échantillonnage. Trois niveaux de forces de préhension ont été exercés soit : 25 N, 50 N et 100 N. Comme mentionnée précédemment, la force de préhension pourrait avoir des répercussions sur la transmission de vibrations au système main-bras. Cette force ainsi que les différents critères de vibration (amplitude et fréquence) étaient séparés dans la plage de conditions afin de bien cerner les effets directs de chacune des variables. Puis, trois amplitudes de vibration (2.5, 5 et 10 m/s^2 rms) devaient être reproduites. Ensuite, la vibration a été produite selon trois fréquences (20 Hz, 40 Hz et 65 Hz). Finalement, les sujets devaient reproduire trois angles de déviation du poignet (position neutre à 0 degré, déviation ulnaire à environ 47 degrés ainsi qu'une déviation radiale à environ 15 degrés) grâce au changement d'orientation de la poignée du pot vibrant. Les amplitudes des déviations ulnaire et radiale sont basées sur les valeurs maximales moyennes suggérées par Kapandji (1980). Afin de s'assurer que les sujets se soient approchés le plus possible des angles de déviation imposés, l'analyse cinématique a permis d'identifier la moyenne des angles relatifs au poignet, au coude et à l'épaule. En résumé, les conditions étaient comme suit : 3 forces x 3 amplitudes x 3 fréquences x 3 angles = 81 conditions. De plus, trois forces étaient associées à trois angles du poignet, mais sans la présence de vibration pour un total combiné de 90 conditions. À titre d'exemple, le tableau 2.3 montre la répartition des conditions pour une force de préhension de 25N.

Tableau 2.3 Exemples des conditions expérimentales en fonction d'une force de préhension de 25 N

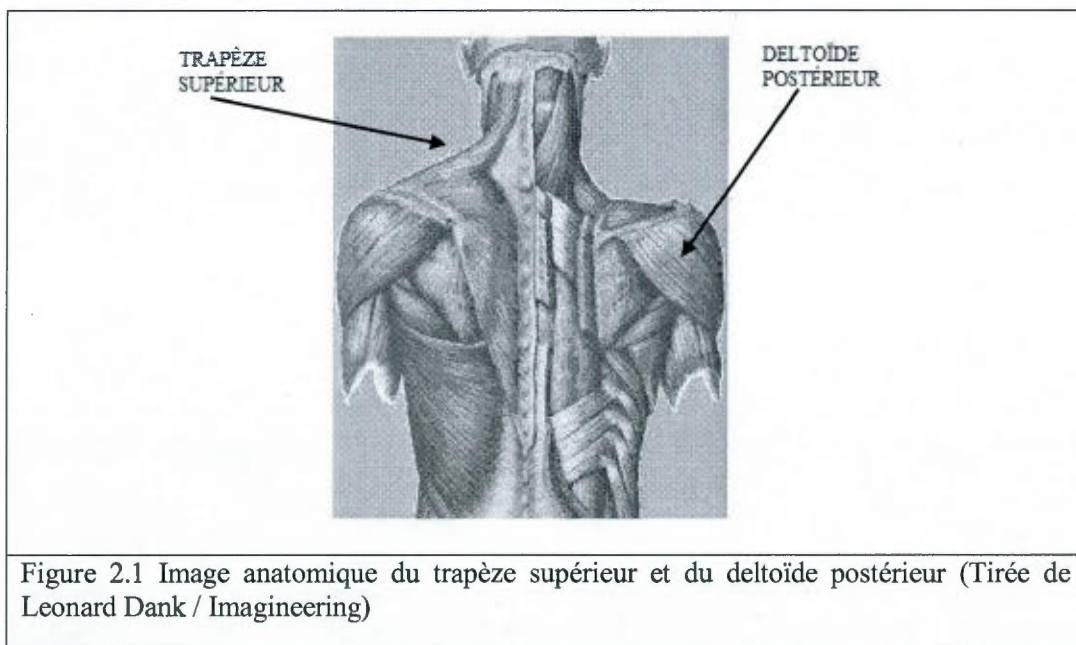
Force de préhension	Amplitude de la vibration	Fréquence de la vibration	Angles du poignet
25 N	2,5 m/s ² rms	20 Hz	Position neutre à 0°
			Déviati on ulnaire maximale à environ 47°
			Déviati on radiale à environ 15°
		40 Hz	IDEM
			"
			"
		65 Hz	IDEM
			"
			"
	5 m/s ² rms	20 Hz	IDEM
		40 Hz	"
		65 Hz	"
	10 m/s ² rms	20 Hz	IDEM
		40 Hz	"
		65 Hz	"

2.3 Variables dépendantes

2.3.1 L'électromyographie

L'activité musculaire des membres supérieurs était évaluée grâce à l'électromyographie (EMG). Afin d'évaluer la sollicitation des différents groupes musculaires durant les diverses conditions expérimentales, des électrodes préamplifiées (1000 fois) de marque DELSYS ont été utilisées. L'analyse musculaire a permis de comparer l'activité myoélectrique entre les différentes conditions. Les électrodes étaient disposées dans la partie médiane du muscle et en suivant la direction des fibres musculaires (De Luca, 1997). La disposition des électrodes a été faite selon la méthode décrite par Perotto et Delagi (2005).

Les différents muscles analysés par EMG sont présentés selon leurs fonctions. Le trapèze supérieur (figure 2.1) est principalement responsable de l'élévation de la scapula. Pour le deltoïde postérieur (figure 2.1), il s'agit plutôt de l'extension verticale, de l'extension horizontale et de la rotation externe de l'épaule. Le deltoïde antérieur (figure 2.2) est principalement responsable de la flexion verticale, de la flexion horizontale et de la rotation interne de l'épaule. Par la suite, le biceps brachial (figure 2.2) est utilisé lors de la flexion du coude, de la supination de l'avant-bras et de la flexion de l'épaule tandis que le chef latéral du triceps brachial (figure 2.3) est responsable de l'extension du coude. Pour les muscles de l'avant-bras, l'extenseur commun des doigts (figure 2.4) est impliqué lors de l'extension du poignet et des doigts. Le long extenseur radial du carpe (figure 2.4) est responsable de l'extension, la supination et de l'abduction du poignet. De plus, le fléchisseur superficiel des doigts (figure 2.5) est impliqué lors de la flexion du poignet et des doigts. Finalement, le fléchisseur ulnaire du carpe ou cubital antérieur (figure 2.5) est responsable de la flexion et de l'adduction du poignet.



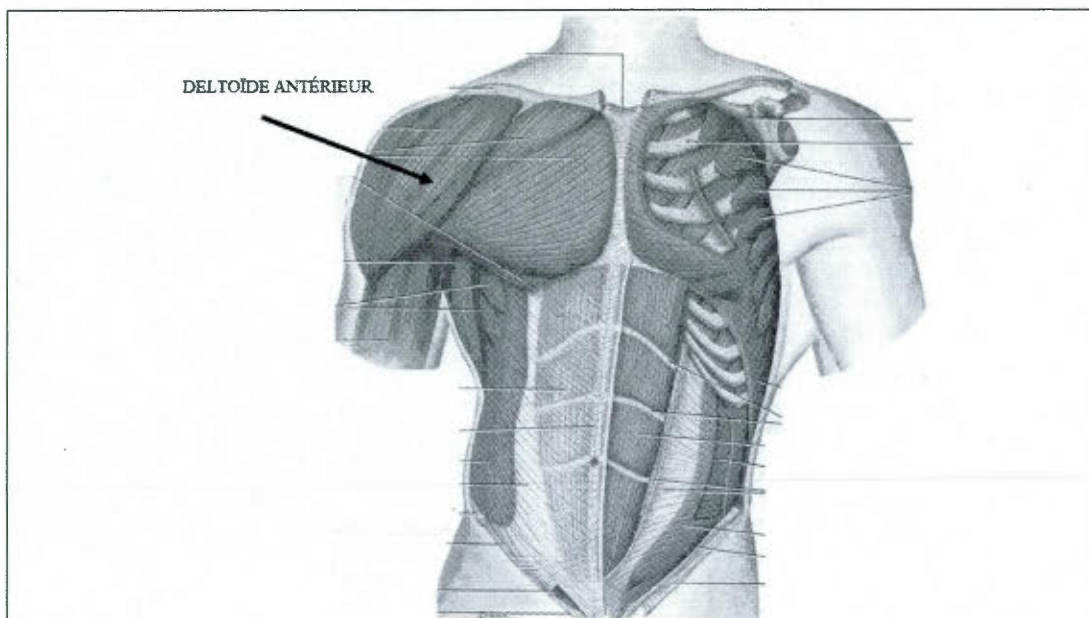


Figure 2.2 Image anatomique du deltoïde antérieur (tirée de Leonard Dank / Imagineering)

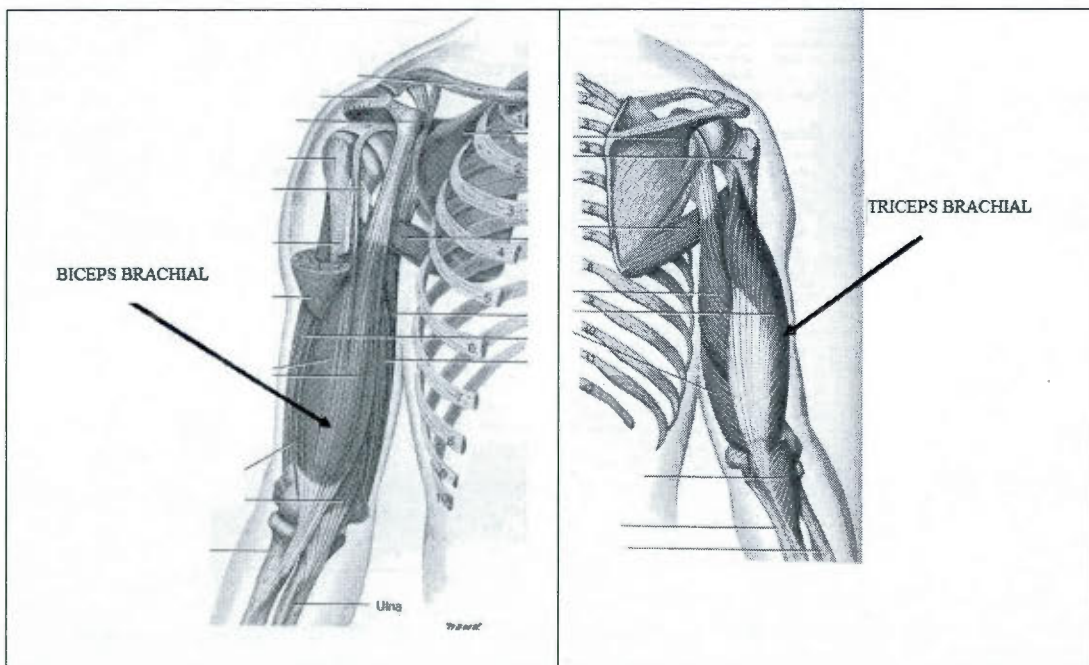
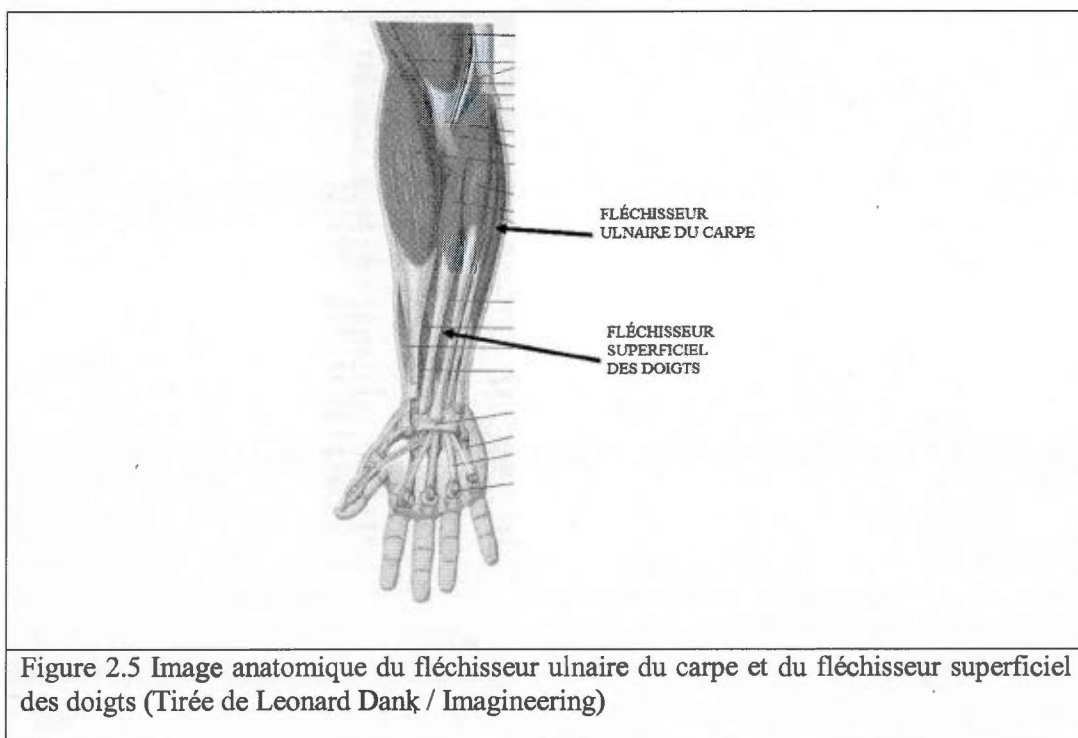
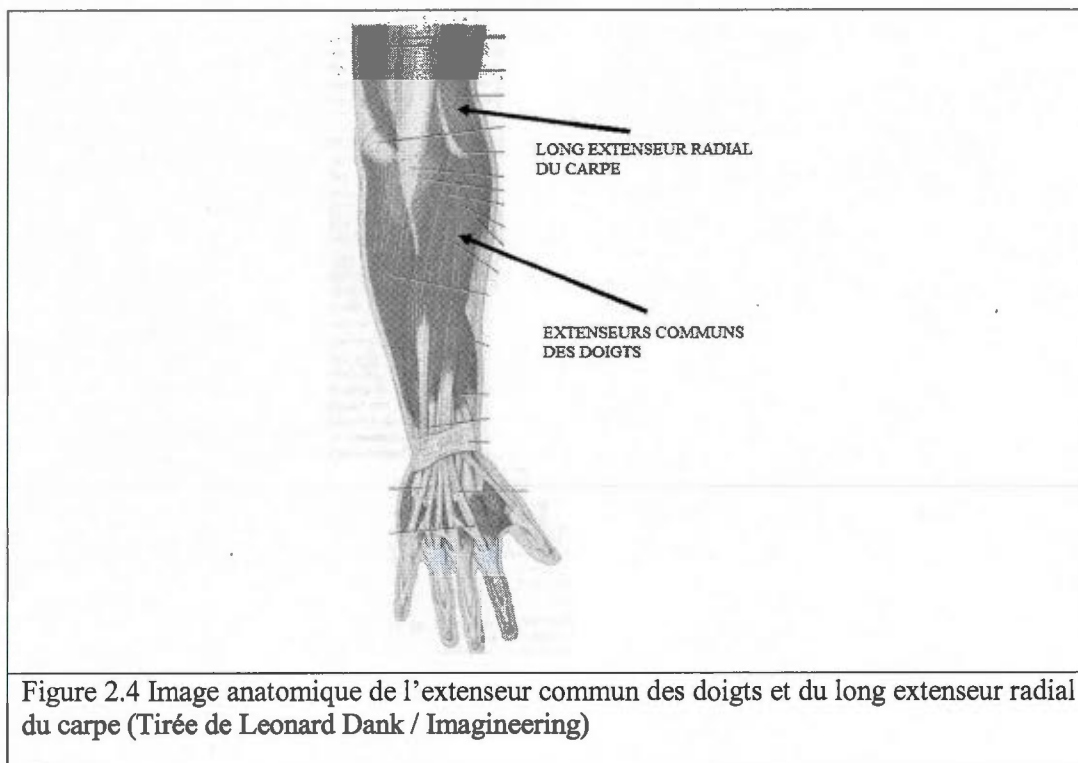


Figure 2.3 Image anatomique du biceps brachial (à gauche) et du triceps brachial (à droite) (Tirée de Leonard Dank / Imagineering)



L'instrumentation des sujets a commencé par une légère exfoliation de la peau grâce à une pâte abrasive. Effectivement, l'exfoliation et l'application d'alcool sur la zone cutanée ciblée qui s'en suit fait en sorte d'améliorer le contact avec l'électrode et de limiter les artéfacts (Kumar, 1996, Winter, 1990, Nigg, 1994). Les particules de peau morte étaient donc retirées de la surface cutanée afin d'améliorer le contact avec l'électrode. La peau a par la suite été lavée avec un tampon alcoolisé. Une mise à la terre était effectuée en disposant une plaque métallique sur la surface osseuse du tibia sur la partie antérieure et médiale à la jambe. Les signaux de l'activité musculaire étaient acheminés vers un convertisseur analogue/numérique (DataTranslation) avec une résolution de 16 bits. Les signaux ont donc été transformés en données numériques qui ont été enregistrées par le logiciel DasyLab. La fréquence d'échantillonnage des signaux était fixée à 1000 Hz puisque selon Winter (1990) ainsi que selon le théorème de Shannon et Nyquist, cet échantillonnage devrait être égale ou supérieur à deux fois la plus haute fréquence pouvant être transmise (350 Hz) par l'EMG.

Les signaux ont été enregistrés à l'état brut durant l'expérimentation en partie pour vérifier l'état initial de ceux-ci. Lors de l'analyse des signaux, une bande passante (gamme de fréquences susceptibles d'être transmises) a été utilisée afin d'éliminer les artéfacts ne faisant pas partie du spectre de l'EMG de 20 à 350 Hz (De Luca, 1997). Une rectification était aussi faite afin de rendre tous les signaux en valeur absolue. De plus, les postures statiques des différentes conditions expérimentales justifiaient l'utilisation d'un filtre passe bas de 4 Hz. En effet, selon Winter (1990), choisir un filtre trop haut ou trop bas pourrait nuire à la représentation des données. De plus, il recommande un filtre entre 3 et 6 Hz puisque les composantes du mouvement humain ne sont pas dotées de fréquences dépassant 10 Hz. Par contre, il mentionne aussi que le choix du filtre peut dépendre du mouvement exact effectué par les sujets. Effectivement, l'absence de mouvement élimine certains effets indésirables au niveau du signal.

Pour analyser les valeurs d'EMG obtenues, les sujets devaient effectuer des contractions volontaires maximales pour tous les muscles impliqués. Afin de réduire la variabilité inter-individuelle, les valeurs doivent effectivement être comparées à une valeur de référence valide (Burden et al., 1999). Celle-ci a été faite de façon statique, dans une position où le muscle

était raccourci afin de solliciter le plus de fibres musculaires possible. Les sujets ont effectué ces contractions volontaires maximales sur une période de 3 à 5 secondes afin d'obtenir la valeur en millivolt la plus élevée possible. Cette valeur représente de façon théorique le nombre maximal d'unité motrice pouvant être recruté par le sujet.

Afin d'obtenir des pourcentages de contraction volontaire maximale, les valeurs ont été transformées comme suit :

$$\% \text{ CVM} = \frac{(\text{Valeur EMG mesurée pendant le travail})}{(\text{Valeur EMG mesurée pendant la CVM})} \times 100$$

Étant donné la proximité de certains muscles, il était nécessaire de porter une attention particulière à la présence de diaphonie entre les muscles. En effet, De Luca (1997) mentionne que l'action d'un muscle adjacent à celui directement sous l'électrode de surface peut produire une interférence pouvant être captée par l'électrode et mener à une mauvaise interprétation des signaux. La présence de diaphonie entre le tibial antérieur et le gastronémien latéral a effectivement été souligné dans l'étude de De Luca et Merletti (1988). Toutefois, les risques peuvent être diminués en disposant l'électrode dans la partie ventrale du muscle. Effectivement, le placement judicieux de l'électrode de surface démontrerait une interférence négligeable de la part des muscles se rapprochant de la localisation de cette électrode (Winter et al., 1994).

2.3.2 Mesures des positions articulaires et des vibrations

L'analyse des postures obtenues par l'expérimentation a été faite par l'analyse vidéo. En effet, des caméras étaient disposées dans le plan sagittal par rapport aux sujets afin de pouvoir obtenir les angles produits par chacune des articulations. Le signal de chaque caméra a été enregistré sur un enregistreur numérique Panasonic DMR-EH55. Pour faciliter l'analyse, des réflecteurs réfléchissants étaient disposés à quatre endroits sur les sujets : l'acromion, l'épicondyle latéral, la partie dorsale médiane du poignet à la tête distale des métacarpiens ainsi que sur la partie dorsale à la tête distale de la phalange du majeur. Des

lumières étaient installées dans le même plan que les caméras afin d'amplifier l'effet des réflecteurs. De plus, une tige réfléchissante a été suspendue comme référence dans les plans sagittal et vertical. Les angles ont été mesurés à l'aide du logiciel d'analyse du mouvement 3D MaxTRAQ d'Innovation System (fréquence d'échantillonnage : 30 Hz, résolution 320x240). La sélection des marqueurs dans l'écran devait être faite pour permettre au logiciel de les situer image par image lors du défilement du film. Les angles absolus (par rapport à l'espace) ainsi que relatifs (entre deux segments) ont été évalués avec le logiciel.

Des accéléromètres triaxiaux étaient utilisés afin d'évaluer le transfert de vibration de la poignée aux membres supérieurs. Leur emplacement rejoint le fait que les accélérations produites par la vibration peuvent se déplacer selon trois axes orthogonaux x, y et z. (Figure 1.12). Ces accéléromètres ont été attachés au poignet et sur l'avant-bras près du coude. Dans le premier cas, l'emplacement de l'accéléromètre est au niveau de l'articulation radio-ulnaire distale, tout juste avant l'os scaphoïde du poignet. Il se retrouve sur la partie postérieure de l'avant-bras. Pour celui au coude, il sera installé près de l'articulation radio-ulnaire proximale donc par-dessus le col du radius. De plus, il sera disposé sur le côté intérieur de l'avant-bras donc très près du muscle cubital antérieur. Le système utilisé afin de faire l'acquisition des données était DASYlab de l'UQÀM. La fréquence d'échantillonnage était de 1000 Hz tandis que la fréquence de coupure était plutôt de 400 Hz. L'acquisition des forces de préhension, grâce aux jauges de contraintes Kistler 9212 (Marcotte, 2006) placées à l'intérieur de la poignée, a été filtrée par un passe-bas de 10 Hz de type Butterworth de deuxième ordre.

La position des accéléromètres sur les bras des sujets semble être soumise à une possible erreur de mesure. En effet, selon Nigg et Herzog (1994) et Light et al. (1980), le fait de ne pas visser les accéléromètres directement dans la surface osseuse du segment visé (avant-bras) peut produire des résultats comportant des erreurs de mesures. Puisque la connexion entre une vis et un os est la plupart du temps rigide, le problème de résonance est rare. Il faut donc considérer que l'accéléromètre fixé sur un tissu mou comme la peau pourrait ne pas représenter la même transmission que celle captée directement sur un os. Une étude a permis de tester les différences de transmission des accélérations entre un accéléromètre placé directement sur un poteau de bois et celui sur un coussin d'eau. Peu de conditions présentent

des résultats identiques. L'auteur explique que le sac d'eau agit comme un système vibrant qui peut absorber une partie de la vibration par amortissement. En effet, plus il sera rigide, moins il pourra absorber. Celui-ci agit donc de façon similaire aux tissus mous corporels où sont disposés les accéléromètres pour cette étude. Au point d'impact de l'élément vibrant avec la peau, il y a déformation de cette surface et amortissement de l'effet en fonction de sa rigidité. D'autre part, la tension appliquée autour du segment corporel par le bracelet supportant l'accéléromètre est aussi une source d'erreur potentielle. Effectivement, le fait de serrer ou non le bracelet sur les tissus mous du bras fera varier leur rigidité du montage et ainsi l'absorption de la vibration.

2.4 Conditions expérimentales

Les différentes conditions expérimentales ont été effectuées à l'aide du simulateur de vibration main-bras de l'IRSST. Celui-ci est un pot vibrant électrodynamique Unholtz-Dickie d'une capacité de 890 Newton (figure 2.6).

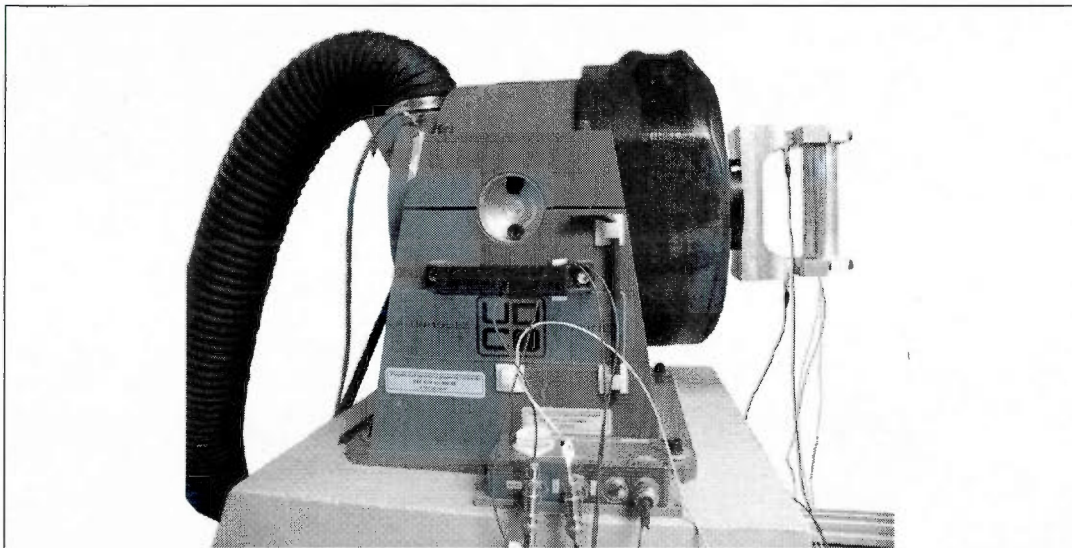
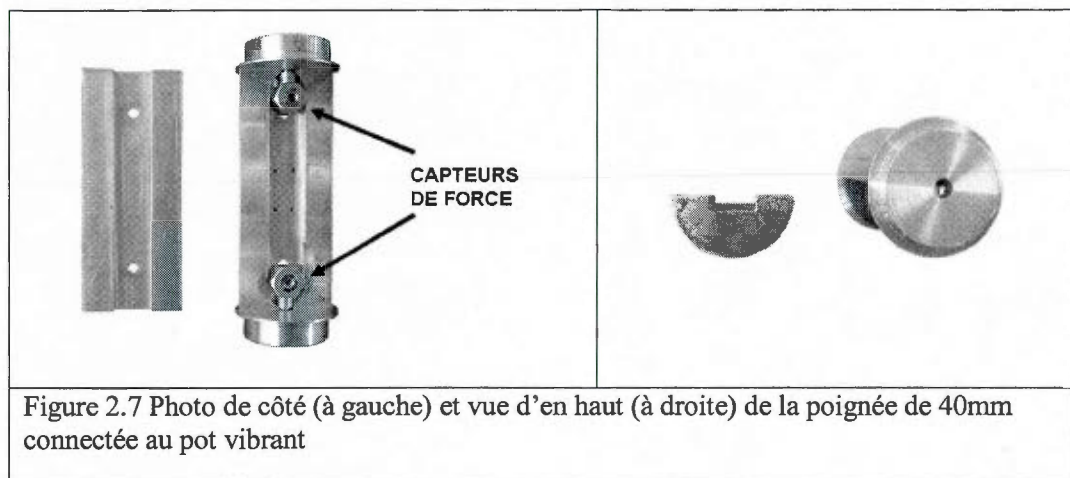


Figure 152.6 Pot vibrant et instruments utilisés pour les différentes conditions expérimentales

Ce pot vibrant est menu d'une poignée de 40mm de diamètre qui est pivotante, d'après Marcotte et al. (2006), à laquelle se connectent les fils responsables de l'évaluation des différents paramètres de force de préhension (figure 2.7). Puisque l'axe z_h semble être le plus problématique au niveau de la transmission de vibrations selon la littérature, c'est dans l'axe longitudinal de l'avant-bras qu'ont été appliquées ces dites vibrations.



2.5 Analyse statistique

Une analyse de la variance (ANOVA) à mesures répétées a été effectuée pour identifier les différences significatives entre les différentes conditions. En effet, elle a aussi permis de quantifier la charge musculaire qu'impliquaient les différentes conditions expérimentales au membre supérieur. L'évaluation des diverses sollicitations musculaires permettait d'évaluer l'effet des variables indépendantes sur les variables dépendantes. Puisque la population recueillie pour cette étude n'était pas homogène, la normalisation des données a été faite selon la technique proposée par Van Albada et Robinson (2007). La distribution normale des données peut alors être rectifiée et la rendre presque parfaite. Cette approche permet d'éviter la difficulté que peut apporter l'utilisation de méthode de transformation traditionnelle par calcul. Le niveau de confiance étant établi à 95% la valeur de «p» plus petit que 0,05 a donc été utilisée lors de cette analyse. De plus, l'interaction entre les variables indépendantes a aussi pu être observée par l'entremise d'une évaluation statistique multifactorielle.

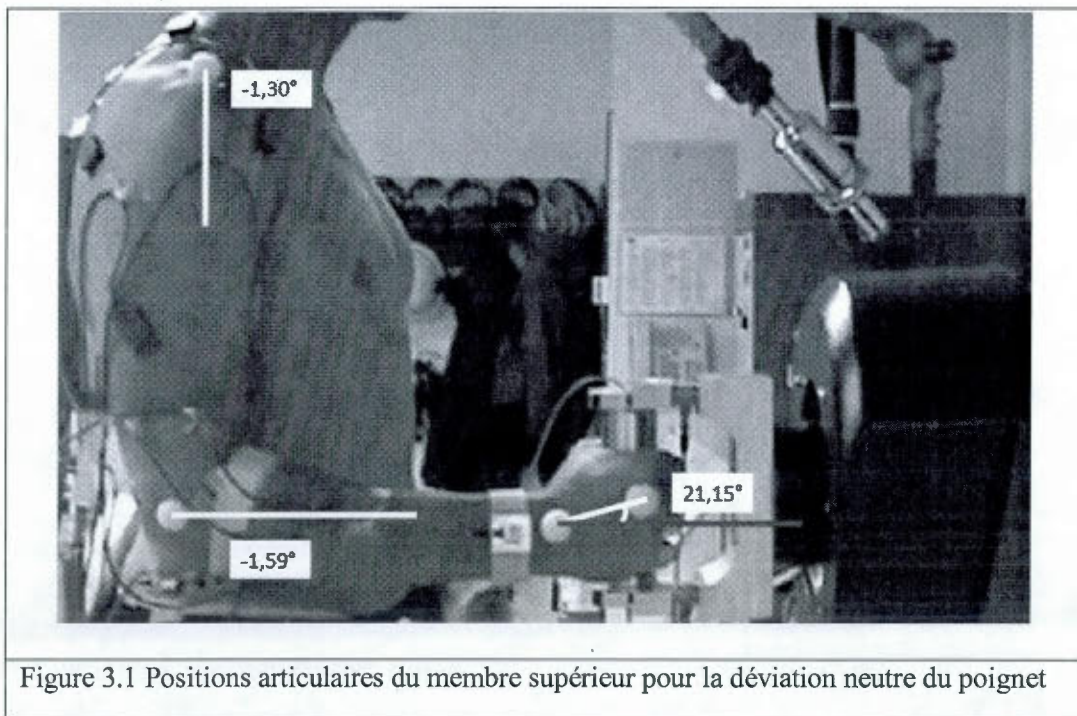
CHAPITRE III

RÉSULTATS ET DISCUSSIONS

La section présentant les différents résultats obtenus dans cette étude propose une description de l'anthropométrie des sujets ainsi que des positions articulaires qu'ils ont adoptées afin de réaliser les diverses tâches expérimentales. De plus, les résultats des analyses effectuées sur la transmission de la vibration au membre supérieur ainsi que sur la demande musculaire seront présentés en fonction des différentes variables indépendantes (somatotypes, forces de préhension, déviations du poignet et caractéristiques des vibrations).

3.1 Positions articulaires

Lors de l'exécution des différentes conditions expérimentales, les sujets n'ont pas eu à changer de positions articulaires à l'intérieur d'une même déviation du poignet (neutre, radiale ou ulnaire). Les valeurs moyennes des angles au poignet, coude et épaule sont présentées selon les positions adoptées par les sujets pour les déviations neutre (figure 3.1, radiale (figure 3.2) et ulnaire (figure 3.3). Pour ce qui est de la déviation neutre du poignet, la figure 3.1 montre que la position du poignet que les sujets ont privilégiée est plutôt en déviation radiale. En effet, malgré que la poignée soit placée de façon verticale (vérifiée par un outil à niveau), l'angle moyen calculé au poignet est $21,15^\circ \pm 5,25^\circ$. Toutefois, il a été observé que la position réelle du poignet semblait bien être neutre puisqu'en plaçant un marqueur sur l'articulation métacarpo phalangienne du majeur, un angle presque nul était formé à partir du marqueur au poignet. La valeur de $21,15^\circ$ sera donc utilisé comme référence afin d'évaluer l'angle réel formé par les déviations radiale et ulnaire. Les angles au coude et à l'épaule sont respectivement de $1,59^\circ \pm 3,45^\circ$ sous l'horizontale et $-1,30^\circ \pm 3,49^\circ$ par rapport à une référence verticale.



Les conditions expérimentales impliquant une déviation radiale du poignet proposent des angles moyens au poignet plus élevés que pour la déviation neutre. La figure 3.2 montre en effet que l'angle au poignet est supérieur à un axe horizontal. En effet, la moyenne calculée au poignet de $31,99^\circ \pm 5,40^\circ$ tandis qu'elle est de $0,30^\circ \pm 3,65^\circ$ au-dessus de l'horizontale pour le coude et $-1,44^\circ \pm 2,94^\circ$ pour l'épaule. Par contre, en se fiant à la valeur de référence mentionnée plus tôt pour la déviation neutre ($21,15^\circ$), il faudrait considérer que la réelle déviation radiale du poignet implique un angle moyen de $10,84^\circ$ ($31,99^\circ - 21,15^\circ$). Cette valeur serait plus plausible puisqu'elle s'apparente à l'angle suggéré par Kapandji (1980) quant à la déviation radiale maximale du poignet (environ 15 degrés).

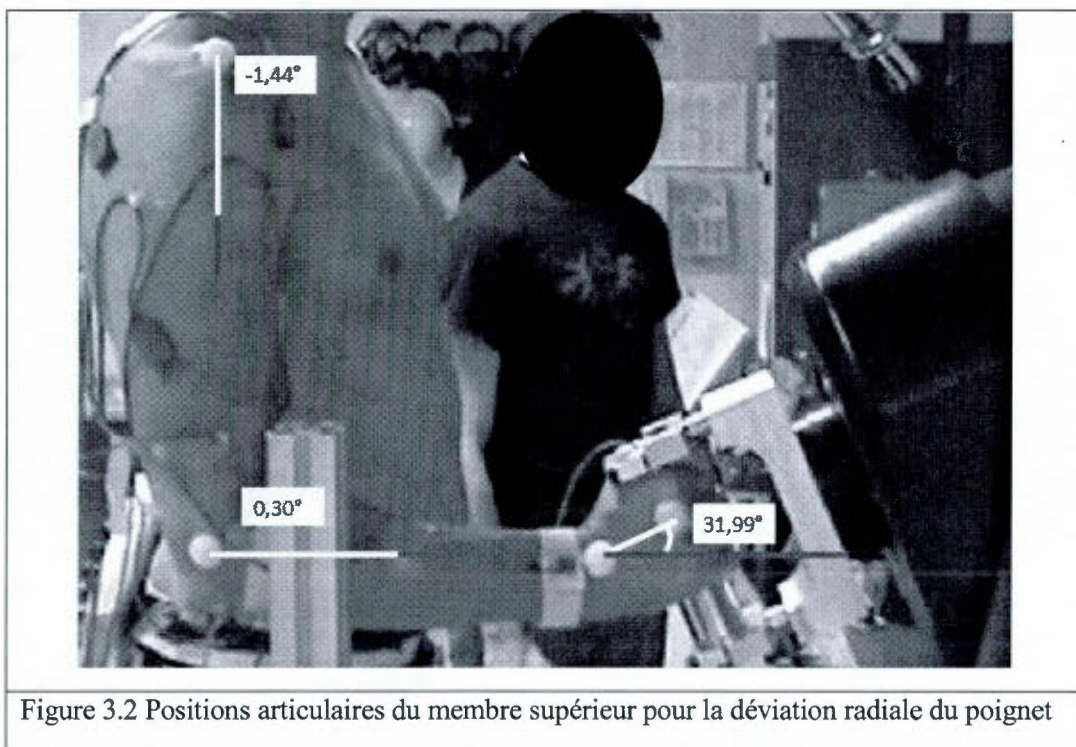


Figure 3.2 Positions articulaires du membre supérieur pour la déviation radiale du poignet

La position du poignet lors des déviations ulnaires change puisque la main se retrouve sous la référence horizontale. Les angles moyens des principales articulations du membre supérieur obtenus pour ces conditions expérimentales sont présentés dans la figure 3.3. Comme la figure le suggère, les angles moyens calculés pour les sujets sont de $-25,76^\circ \pm 7,95^\circ$ pour le poignet, $6,50^\circ \pm 6,58^\circ$ pour le coude et $3,47^\circ \pm 4,47^\circ$ à l'épaule. Encore une fois, l'angle

moyen réellement obtenu par les sujets doit être calculé en tenant compte de la valeur de référence de la déviation neutre. Donc, l'angle de $25,76^\circ$ obtenu doit être additionné à $21,15^\circ$ ce qui donne une déviation ulnaire de $46,91^\circ$. D'ailleurs, cet angle est similaire à celui suggéré par Kapandji (1980) qui mentionne que la déviation ulnaire maximale pouvant être atteinte serait de 47 degrés.

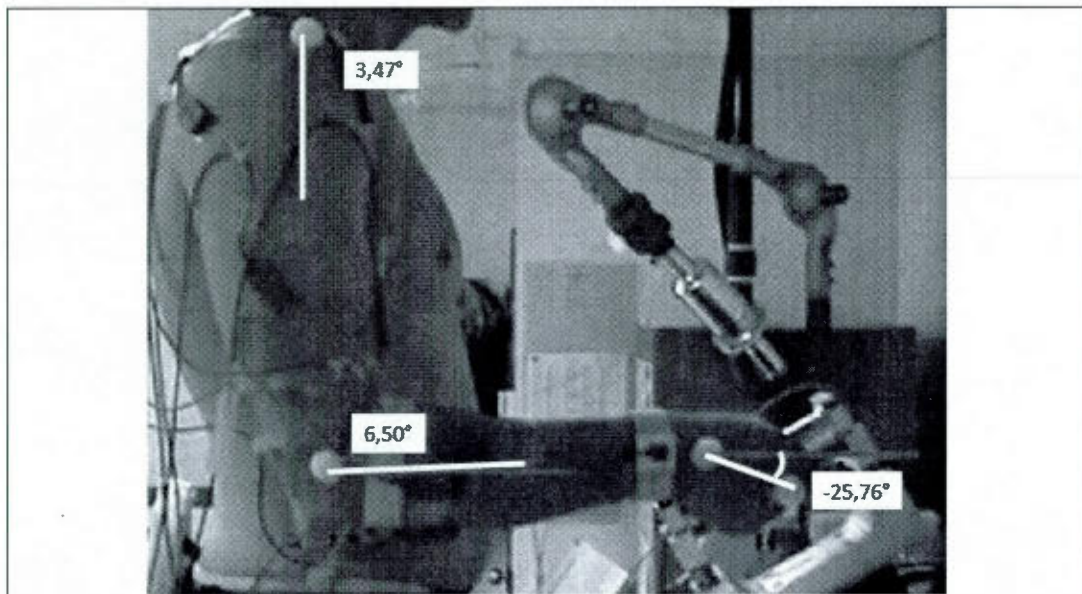


Figure 3.3 Positions articulaires du membre supérieur pour la déviation ulnaire du poignet

Les valeurs obtenues montrent que les positions générales du coude et de l'épaule ne changent pas autant que celles du poignet lorsque les conditions passent d'une déviation du poignet à une autre. Effectivement, l'épaule passe de $-1,30^\circ$ (neutre) à $-1,44^\circ$ (radiale) et finalement à $3,47^\circ$ (ulnaire) tandis que le coude varie de $-1,59^\circ$ à $0,30^\circ$ et $6,50^\circ$ dans le même ordre. Finalement, le poignet passe de $21,15^\circ$ pour la déviation neutre à $31,99^\circ$ pour la déviation radiale et se termine par $-25,76^\circ$ pour la déviation ulnaire. Par la position de cette dernière articulation, la sollicitation musculaire ainsi que la transmission de la vibration peuvent avoir été influencées.

3.2 Forces résultantes soumises au bras

Comme mentionné dans un chapitre précédent, la vibration soumise au membre supérieur par le pot vibrant s'effectue dans plusieurs axes qui se combinent pour donner une accélération résultante (figure 1.12). Celle-ci est composée d'un axe et d'une valeur précise qui se calcule par trigonométrie en faisant la racine carrée des différents axes additionnés : $\sqrt{z^2 + x^2 + y^2}$. Lors de l'analyse des données de cette étude, les valeurs des axes x et z ont été élevées au carré et le total a été mathématiquement réduit à l'aide de la racine carrée dans l'objectif de déterminer la valeur de la résultante.

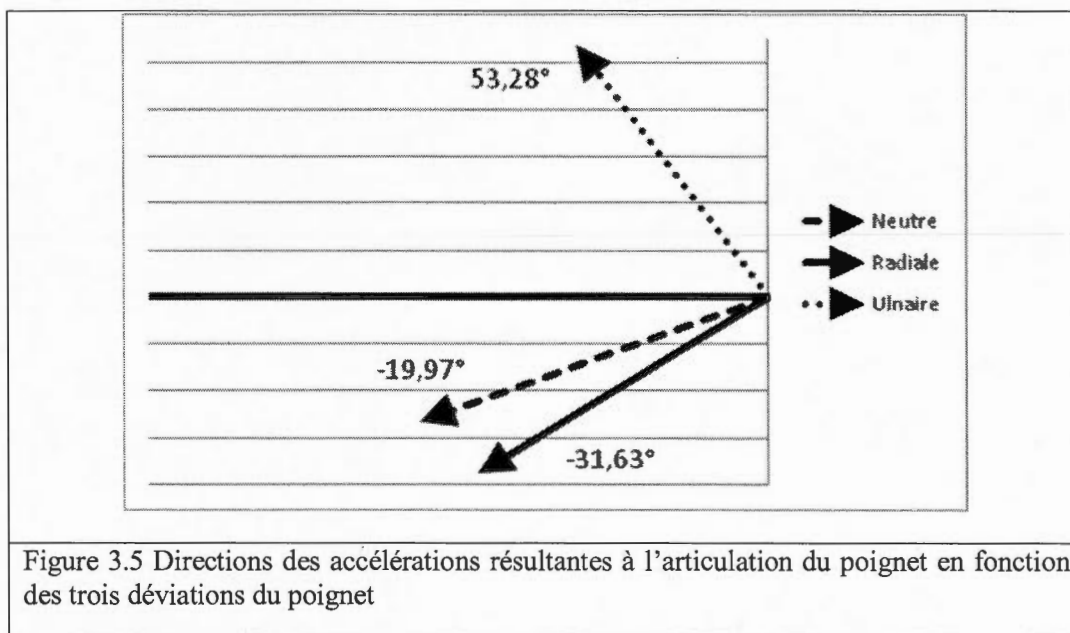
Les différentes résultantes calculées à partir des axes reconnus par les accéléromètres ont été reproduites dans les figures 3.5 et 3.6. Par contre, la figure 3.4 propose un modèle de la position de base de l'avant-bras. La transmission de la vibration est donc appliquée sur le coude et le poignet en se basant sur cette posture.



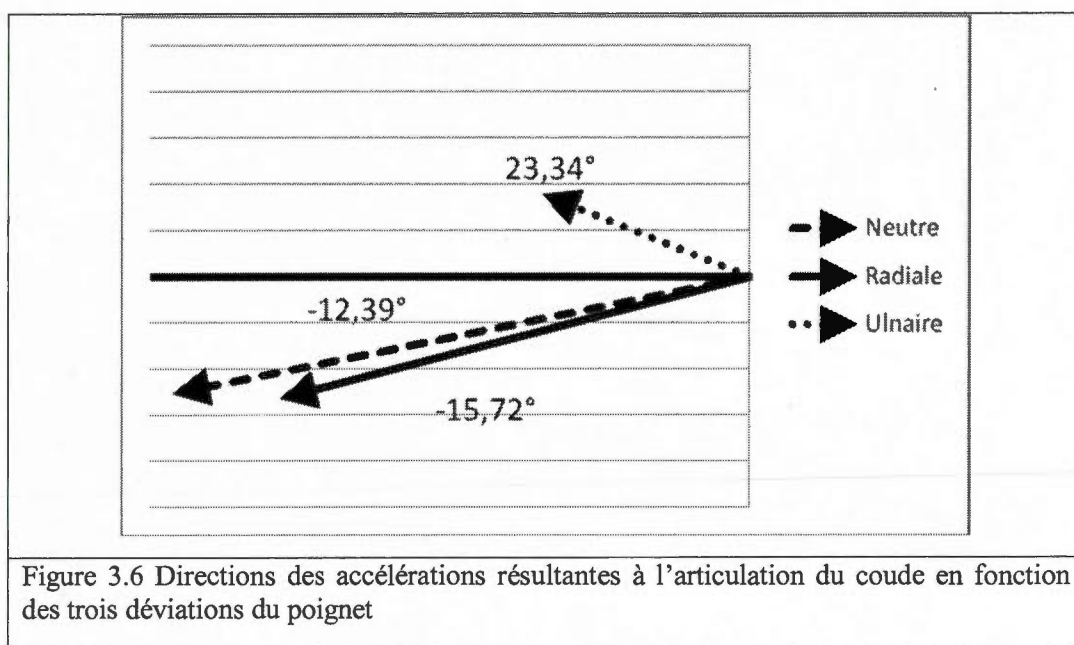
Figure 3.4 Positions articulaires de l'avant-bras en fonction d'une déviation neutre du poignet

La direction des résultantes calculées au poignet est présentée en tenant compte de la position de base de la figure 3.4. En effet, les différents vecteurs représentés par la figure 3.5 montrent la direction d'application de la force en fonction de l'articulation du poignet. Il y a donc un changement d'axe pour ce qui est de la déviation ulnaire puisque la résultante s'applique vers le haut et représente une force qui causerait une déviation radiale. Cette force suit un angle de

53,28° au dessus de l'axe horizontal de référence. Pour ce qui est des conditions en déviations radiale et neutre du poignet, les résultantes sont plutôt orientées vers la déviation radiale. Effectivement, les conditions neutres proposent une résultante de -19,97° en dessous de l'horizontale tandis que les conditions en déviation radiale sont plutôt d'un angle de -31,63°.



La même logique s'applique pour ce qui est des accélérations transmises à l'articulation du coude (figure 3.6). L'angle de transmission des résultantes s'accroît en passant d'une déviation neutre (12,39°) du poignet, à radiale (15,72°) pour finalement atteindre une déviation ulnaire (23,34°). Toutefois, la déviation ulnaire du poignet implique un changement d'orientation puisque l'angle de la résultante est plutôt au dessus de l'horizontale. C'est donc dire que les conditions imposant une déviation ulnaire aux sujets susciteront une flexion plus importante du coude par les vibrations transmises au membre supérieur tandis que les deux autres déviations impliqueront principalement une extension du coude.



3.3 Transmission de la vibration au membre supérieur

La variance des diverses variables indépendantes impliquées dans cette expérimentation a été analysée statistiquement grâce à la méthode par mesures répétées. Les accélérations transmises au système main-bras ont été divisées selon qu'elles aient été captées par l'accéléromètre installé au poignet ou celui au coude. L'analyse statistique de l'influence des différentes variables indépendantes sur la transmission de la vibration au membre supérieur est représentée dans le tableau 3.1. Les valeurs dites significatives (valeur $p < 0,05$) sont par la suite exprimées sous forme de figures. Il est important de constater que pour trois variables (forces de préhension, amplitudes et fréquences de la vibration), tous les résultats sont significatifs pour les déviations neutre et radiale du poignet. Par contre, la déviation ulnaire du poignet rend les résultats pour le poignet et le coude non significatifs pour les diverses forces de préhension. Il est à noter qu'il s'agit des effets principaux de chacune des variables et que les interactions entre elles seront vues dans une section ultérieure.

Tableau 3.1 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesures répétées pour les accélérations en fonction des variables indépendantes

	POIGNET			COUDE		
Déviations du poignet	Neutre	Radiale	Ulnaire	Neutre	Radiale	Ulnaire
Somatotypes	0,0757	0,0686	0,5212	0,3184	0,4093	0,1219
Préhension	<u>0</u>	<u>0</u>	0,3760	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0,0003</u>
Amplitudes	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0</u>
Fréquences	<u>0</u>	<u>0</u>	0,0688	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0</u>
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras et soulignés						

3.3.1 Somatotypes

3.3.1.1 Résultats

Le somatotype n'a aucun effet sur la transmission de la vibration ni sur l'activité musculaire. La section attribuée aux résultats de l'effet des somatotypes sur la transmission de la vibration ne peut être développée puisqu'aucun résultat significatif n'a été soulevé par l'analyse statistique effectuée. Toutefois, certaines interactions avec d'autres variables seront démontrées un peu plus loin.

3.3.1.2 Discussion

Comme aucun résultat n'a pu être présenté dans la section précédente, aucune conclusion liée aux éléments de la littérature ne peut être tirée. Toutefois, certains liens pourront être faits avec le chapitre sur le recrutement musculaire. Pour continuer sur les hypothèses lancées au sujet de l'effet des somatotypes sur la transmission de la vibration, il faut souligner que l'absorption de la vibration peut être influencée par le volume et l'épaisseur de la main (Burström, 1994). Par contre, les différences entre les différentes conditions de déviations du

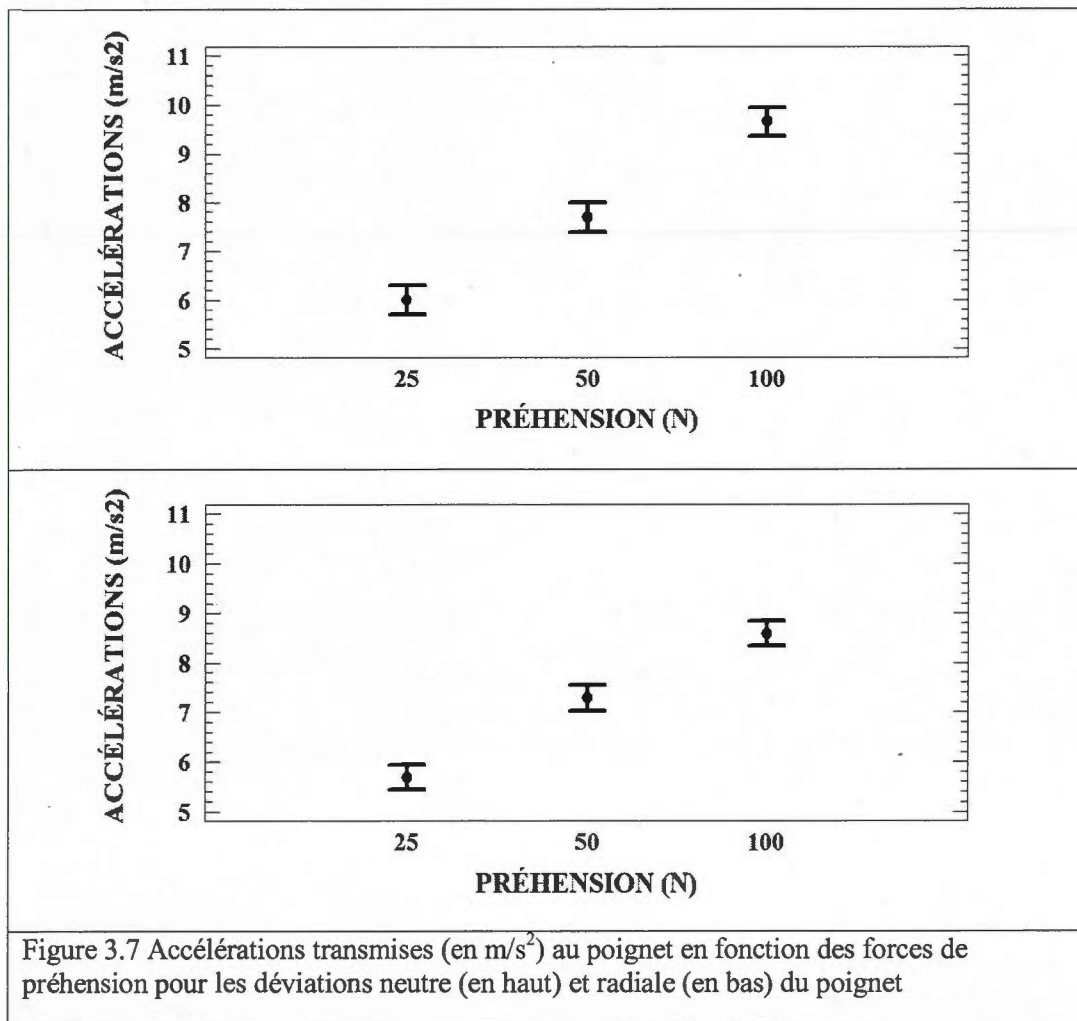
poignet pour les sujets mésomorphes et ectomorphes ne se sont pas avérées significatives. En se basant sur le modèle de Fritz (1991), la dimension et le poids du membre supérieur sembleraient avoir une répercussion sur la transmission de la vibration. En effet, un bras au volume plus important (sujets mésomorphes) pourrait avoir comme rôle d'amortir les impacts reçus dans la main et éviter de les acheminer vers l'épaule. D'ailleurs, cet auteur propose un modèle d'amortissement par la masse qui diminuerait l'impact de la vibration sur le système main-bras. Cette idée d'opposition à la vibration par la masse du segment est aussi appuyée par Pyykko et al. (1996) et Reynolds et al. (1977). Ceux-ci suggèrent qu'un membre supérieur plus imposant fournirait plus de masse au système exposé à la vibration. Il faudrait donc une amplitude de la vibration plus importante pour déplacer le segment plus volumineux. Finalement, plusieurs auteurs s'entendent pour dire que les sujets constitués d'une plus grande masse du système main-bras (sujets mésomorphes) seraient moins à risque de développer des TMS aux poignets, coudes et épaules par l'entremise de la vibration (Dong et al., 2005; Pelmear et al., 1998; Griffin, 1990). D'ailleurs, puisque les doigts ont moins de tissus adipeux que le reste de la main, cette zone pourrait être plus à risque de subir les effets de l'exposition à la vibration (Pelmear et al., 1998; Griffin, 1990). Il faudrait donc considérer que même si les résultats sont non significatifs au niveau de la transmission de la vibration et du lien qui peut survenir avec les somatotypes, l'impact répertorié par la littérature semble s'entendre sur l'importance d'une masse plus importante au niveau des mains et des bras des sujets.

3.3.2 Forces de préhension

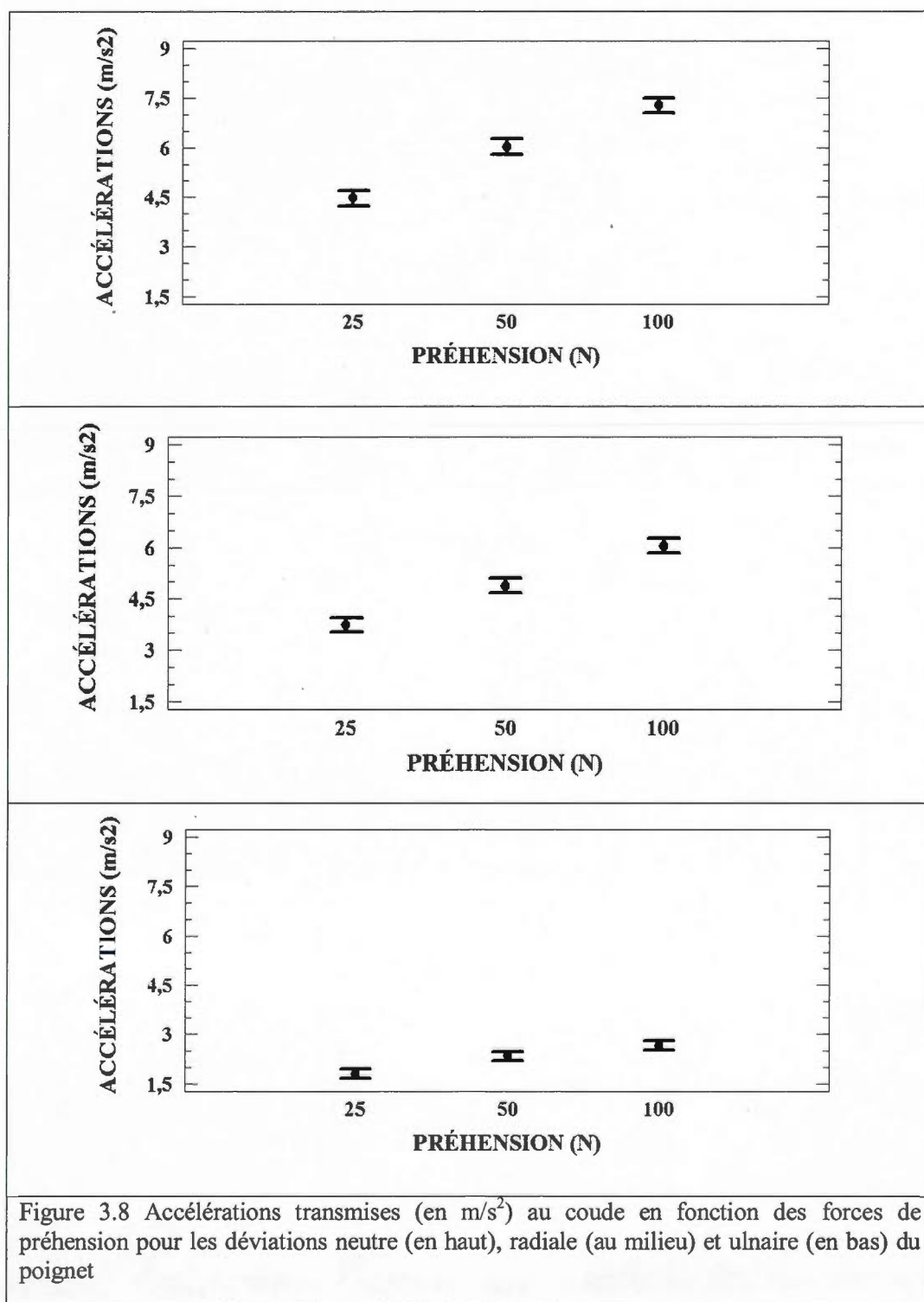
3.3.2.1 Résultats

La figure 3.7 exprime les différents résultats obtenus au niveau des accélérations transmises à l'accéléromètre installé sur le poignet. La figure du haut représente les résultats obtenus lors d'une position neutre du poignet tandis que pour celle du bas, il s'agit d'une déviation radiale. Il faut donc remarquer qu'autant en déviation neutre que radiale, la tendance est qu'en augmentant la force de préhension sur la poignée, la transmission de l'accélération

augmentera. C'est d'ailleurs ce que les résultats de la déviation neutre montrent en passant de $6,00 \text{ m/s}^2$ à $7,69 \text{ m/s}^2$ et finalement $9,65 \text{ m/s}^2$ pour des forces de préhension respectives de 25, 50 et 100 N. Pour ce qui est de la déviation radiale, les valeurs sont : $5,68 \text{ m/s}^2$, $7,29 \text{ m/s}^2$ et $8,58 \text{ m/s}^2$ pour le même ordre respectif.



En considérant la même variable indépendante, soit la force de préhension, la figure 3.8 démontre les valeurs de la transmission de la vibration recueillies par l'accéléromètre situé sur le coude. Toutefois, la déviation ulnaire du poignet s'ajoute aux valeurs préalablement présentées pour le poignet puisque comme vu dans le tableau 3.1, les résultats lui étant attribués sont significatifs. La transmission des accélérations est de nouveau à la hausse en suivant l'augmentation de la force de préhension. En effet, la figure 3.8 suggère des valeurs de $4,48 \text{ m/s}^2$, $6,03 \text{ m/s}^2$ et $7,26 \text{ m/s}^2$ pour la déviation neutre. Pour la déviation radiale, il s'agit plutôt de $3,74 \text{ m/s}^2$, $4,89 \text{ m/s}^2$ et $6,05 \text{ m/s}^2$ tandis que la dernière des trois déviations offre des résultats de $1,80 \text{ m/s}^2$, $2,34 \text{ m/s}^2$ et $2,66 \text{ m/s}^2$.



3.3.2.2 Discussion

Les résultats présentés dans la section sur la force de préhension montrent une augmentation de la transmission de la vibration en fonction des forces de préhension de plus en plus importantes. L'effet principal est démontré par les valeurs obtenues et présentées par les figures 3.7 et 3.8 pour les accéléromètres au poignet et au coude respectivement. Il faut donc voir qu'en augmentant la force de préhension à exercer sur la poignée du pot vibrant de 25 N à 50 N et finalement à 100 N, cela fait en sorte que la quantité de vibrations transmises au poignet et au coude est plus grande. Toutefois, l'effet ne se présente pas de façon significative pour la déviation ulnaire du poignet lors des résultats obtenus par l'accéléromètre disposé sur cette articulation.

En se fiant sur les résultats présentés précédemment ainsi que sur la littérature, il est possible d'affirmer que la force de préhension entraîne une augmentation de la transmission de la vibration vers le système main-bras (Lundborg, 1994). D'ailleurs, selon Semid (2002), la plus grande transmission pourrait être due à une présence plus importante du réflexe tonique vibratoire par l'entremise d'une force de préhension accrue. En effet, l'augmentation de l'activité musculaire suite à ce réflexe entraînerait une transmission plus importante par une rigidité plus importante des segments (Radwin et al., 1987). Toutefois, il faudrait prendre en considération que l'augmentation de l'activité musculaire pourrait n'être due qu'à une force de préhension plus importante devant être produite pour tenir la poignée vibrante. Pour sa part, Pyykko et al. (1976) mentionnent qu'en augmentant la force de préhension, les tissus de la main sont écrasés et la transmission de la vibration semble être plus importante. En étant écrasés, ces tissus deviennent plus rigides et comme pour la musculature, lorsque la rigidité augmente, la transmission des accélérations s'amplifie (Eklund et Hagbarth, 1966; Reynolds, 1972). Cette augmentation de la transmission pourrait être expliquée par une impédance mécanique plus importante du système main-bras qui s'accroît lorsque la force de préhension augmente de 10 N à 25 N pour se terminer à 50 N selon une étude de Gurram et al. (1995). Ce même énoncé est aussi exprimé par Griffin (1990) qui mentionne que l'impédance du segment corporel varie à la hausse en suivant une augmentation de la force de préhension. Il faut donc comprendre dans les figures précédentes qu'il est normal de voir une

augmentation des accélérations transmises en fonction de l'importance des forces de préhension. D'ailleurs, d'autres auteurs s'entendent sur le fait que la transmission de la vibration augmentera en suivant la croissance de la rigidité du système main-bras (Dong et al., 2004; Kihlberg, 1995; Lundström, 1984; McDowell et al., 2007).

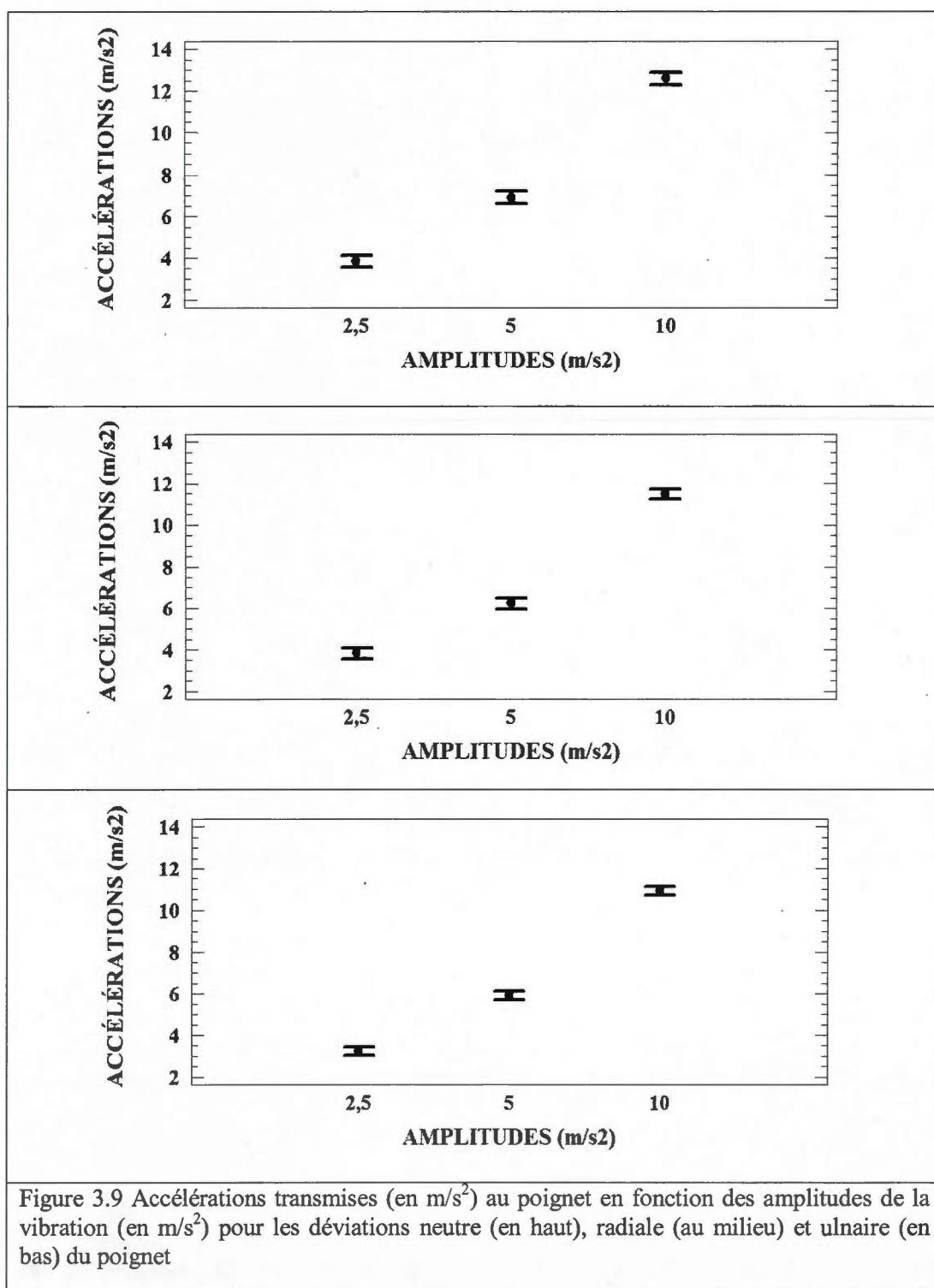
Lors des déviations ulnaires et radiales, il serait normal d'observer une transmission plus importante des vibrations puisque la rigidité de l'articulation est accrue (Dong et al., 2005; Xu et al., 2009). En effet, la rigidité de l'articulation aurait comme effet de moins absorber les accélérations et celles-ci pourrait être acheminées plus facilement vers le coude puisque l'impédance du segment est plus élevée (Griffin, 1990). Toutefois, les figures 3.7 et 3.8 montrent que la déviation neutre représente la condition où la transmission de vibrations est la plus grande.

D'autre part, il est important de mentionner que la résonance du système main-bras peut avoir varié selon les diverses forces de préhension. Effectivement, selon Aatola (1989) la fréquence de résonance varierait à la hausse en suivant une augmentation de la force de préhension. En combinant la rigidité des articulations et des muscles ainsi qu'une résonance plus importante du segment, la mesure des accélérations par les différents accéléromètres serait amplifiée.

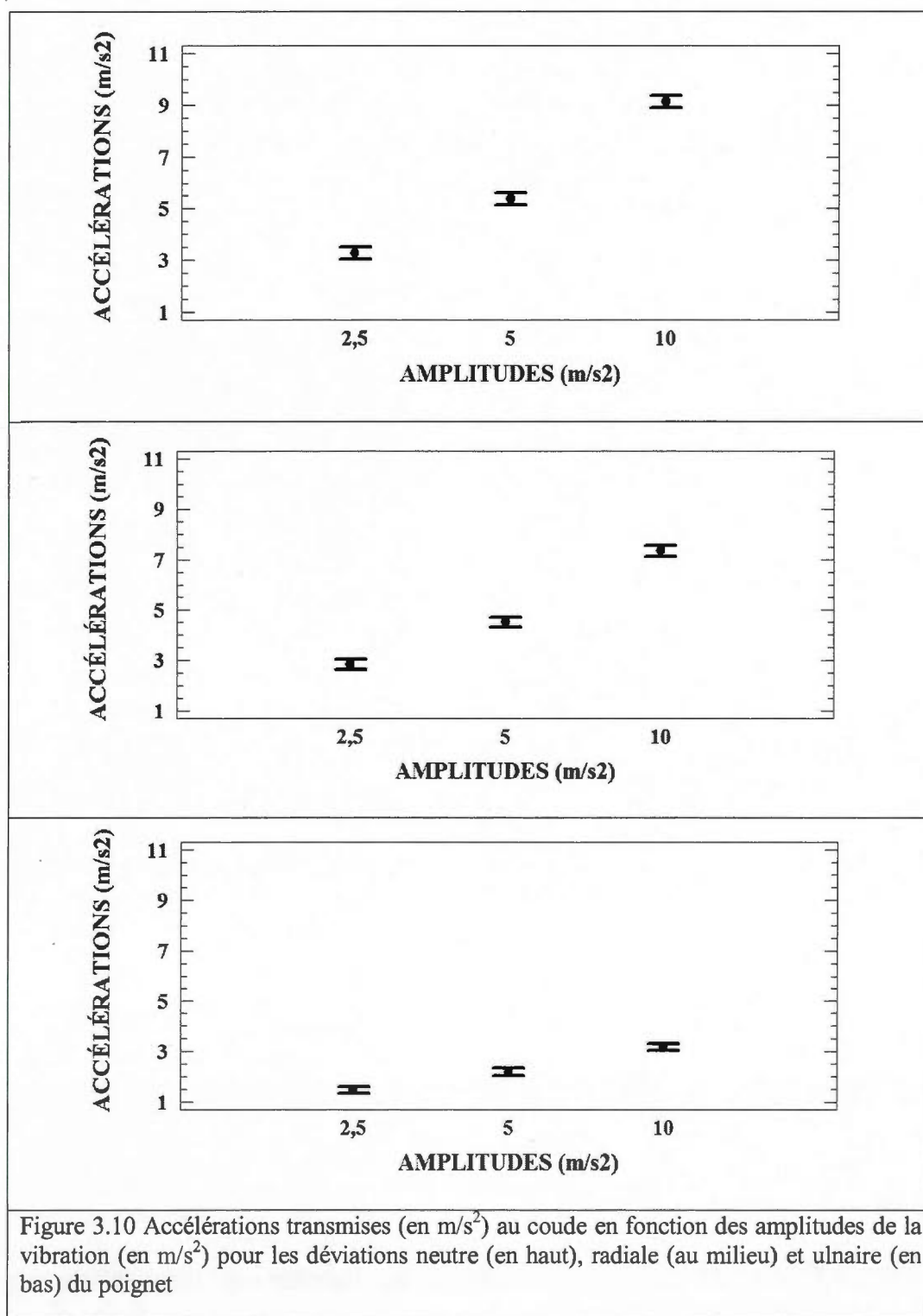
3.3.3 Amplitudes de la vibration

3.3.3.1 Résultats

Les résultats recueillis pour les amplitudes de la vibration sont présentés à l'aide de la figure 3.9. La transmission en termes d'accéléérations est donc présentée selon les trois différentes amplitudes ($2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2). D'ailleurs, il s'agit de l'effet principal de cette variable puisque les interactions significatives avec d'autres facteurs sont présentées plus loin. Pour les déviations neutres du poignet, les accéléérations perçues par l'accéléromètre du poignet sont de $3,84 \text{ m/s}^2$, $6,91 \text{ m/s}^2$ et $12,59 \text{ m/s}^2$ dans l'ordre des amplitudes de la vibration présentées ci-haut. En considérant l'ordre respectif pour la déviation radiale, les valeurs sont de $3,83 \text{ m/s}^2$, $6,24 \text{ m/s}^2$ et $11,49 \text{ m/s}^2$. Finalement, les résultantes calculées pour la déviation ulnaire sont de $3,23 \text{ m/s}^2$, $5,91 \text{ m/s}^2$ ainsi que $10,92 \text{ m/s}^2$. Il faut donc noter que l'amplitude de la vibration mesurée au niveau du poignet augmente en fonction des amplitudes de la vibration soumises aux sujets. De plus, il est important d'observer que les valeurs des accéléérations mesurées sont plus élevées que celles transmises à la main. Cet aspect sera développé lors de la discussion en lien avec les fréquences de la vibration. L'amplitude de 10 m/s^2 semble donc être associée aux accéléérations les plus importantes recueillies au niveau du poignet pour toutes déviations confondues de cette articulation.



Les vibrations transmises à l'accéléromètre situé à l'articulation du coude donnent des résultats significatifs pour les trois déviations du poignet. Ces accélérations captées par l'accéléromètre installé au coude sont présentées dans la figure 3.10. Comme pour les valeurs analysées au poignet, l'amplitude de 10 m/s^2 implique une transmission plus importante des vibrations que pour des amplitudes de $2,5 \text{ m/s}^2$ et 5 m/s^2 . La déviation neutre du poignet des valeurs d'accélérations de $3,28 \text{ m/s}^2$, $5,37 \text{ m/s}^2$ et $9,12 \text{ m/s}^2$ dans l'ordre proposé dans la section précédente ($2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2). Pour ce qui est de la déviation radiale, les résultantes obtenues varient de $2,83 \text{ m/s}^2$ à $4,50 \text{ m/s}^2$ pour atteindre la valeur la plus haute de $7,34 \text{ m/s}^2$ pour l'amplitude de 10 m/s^2 . En terminant, la déviation ulnaire donne des résultats suivant la même logique, mais comportant des amplitudes d'accélérations plus faibles. C'est donc dire que les valeurs mesurées sont : $1,47 \text{ m/s}^2$, $2,17 \text{ m/s}^2$ et $3,16 \text{ m/s}^2$.



3.3.3.2 Discussion

Les résultats des figures 3.9 et 3.10 représentent l'effet de l'amplitude de la vibration sur la transmission de celle-ci et évoquent des différences significatives pour toutes les déviations du poignet. Les valeurs obtenues pour les trois déviations montrent que l'amplitude de 10 m/s^2 est celle qui transfère le plus de vibrations vers le poignet et le coude. D'ailleurs, la transmission de la vibration augmente avec une amplitude de plus en plus importante. Ces résultats sont aussi soutenus par Marcotte et al. (2005) ainsi que par Burström (1990 et 1999) qui mentionnent que l'augmentation de l'amplitude de la vibration semble faire croître la transmission de celle-ci dans son axe d'application. D'après la figure 3.5, la direction des résultantes des accélérations change en fonction des déviations du poignet. L'accélération dominante peut donc créer des mouvements différents des articulations en fonction de la position du poignet des sujets. Toutefois, selon Semid (2002) et Dong et al. (2005), la direction de la vibration qui semble dominante est dans l'axe du bras (axe z). Selon la figure 3.9, les accélérations les plus importantes se retrouvent lors d'une déviation neutre du poignet. De plus, les figures 3.5 et 3.6 montrent que l'angle d'application des accélérations résultantes varie pour les diverses déviations du poignet obtenues. Lorsque dévié, le poignet ne subit plus les mêmes accélérations que lors d'une position neutre puisqu'un levier est formé entre l'axe longitudinal (z) et la direction de la résultante. Comme la déviation ulnaire est celle qui représente la plus importante déviation du poignet, le levier est le plus long par rapport à l'axe d'application des vibrations dans la main. Il pourrait donc se trouver à diminuer la quantité de vibrations transmises au membre supérieur.

En se fiant aux résultats obtenus pour le poignet (figure 3.9) et le coude (figure 3.10), il faut remarquer que la transmission est de plus en plus grande en fonction de l'augmentation des amplitudes de la vibration pour les deux articulations. Comme le mentionnent Adewusi et al. (2010), l'influence de l'amplitude est significative au niveau de la transmission de la vibration dans le système main-bras. De plus, les valeurs des accélérations obtenues au coude et au poignet pour les différentes amplitudes sont plus élevées que celles émises à la source de la poignée, c'est-à-dire que les accélérations recueillies par l'accéléromètre au poignet sont plus élevées que les amplitudes générées à la poignée par le pot vibrant ($2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2

et 10 m/s^2). Par exemple, pour la déviation neutre du poignet, les valeurs présentées par la figure 3.9 pour des amplitudes de la vibration de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2 sont de $3,84 \text{ m/s}^2$, $6,91 \text{ m/s}^2$ et $12,59 \text{ m/s}^2$. D'ailleurs, ces valeurs permettent de calculer les ratios de transmissibilité entre la valeur perçue par l'accéléromètre et l'amplitude transmise à la main. Ces ratios permettent d'obtenir une valeur réelle de transmission de la vibration comparativement à la valeur absolue associée aux accéléromètres. Les résultats sont donc de 1,51 ($3,84 \text{ m/s}^2 / 2,5 \text{ m/s}^2$), 1,38 ($6,91 \text{ m/s}^2 / 5 \text{ m/s}^2$) et 1,26 ($12,59 \text{ m/s}^2 / 10 \text{ m/s}^2$) pour les amplitudes respectives de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2 . Il faut observer que la transmissibilité la plus élevée est associée à une amplitude de $2,5 \text{ m/s}^2$. En effet, la différence entre l'amplitude des vibrations transmises à la main et celle capté par l'accéléromètre au poignet est la plus élevée pour cette amplitude. La transmissibilité semble donc plus forte pour de faibles amplitudes. Toutefois, il ne faudrait pas oublier qu'une amplitude de 10 m/s^2 causera toujours un transfert de vibrations plus élevée que $2,5 \text{ m/s}^2$. Les répercussions pour le membre supérieur pourraient donc s'avérer plus importantes pour une amplitude de la vibration plus élevée.

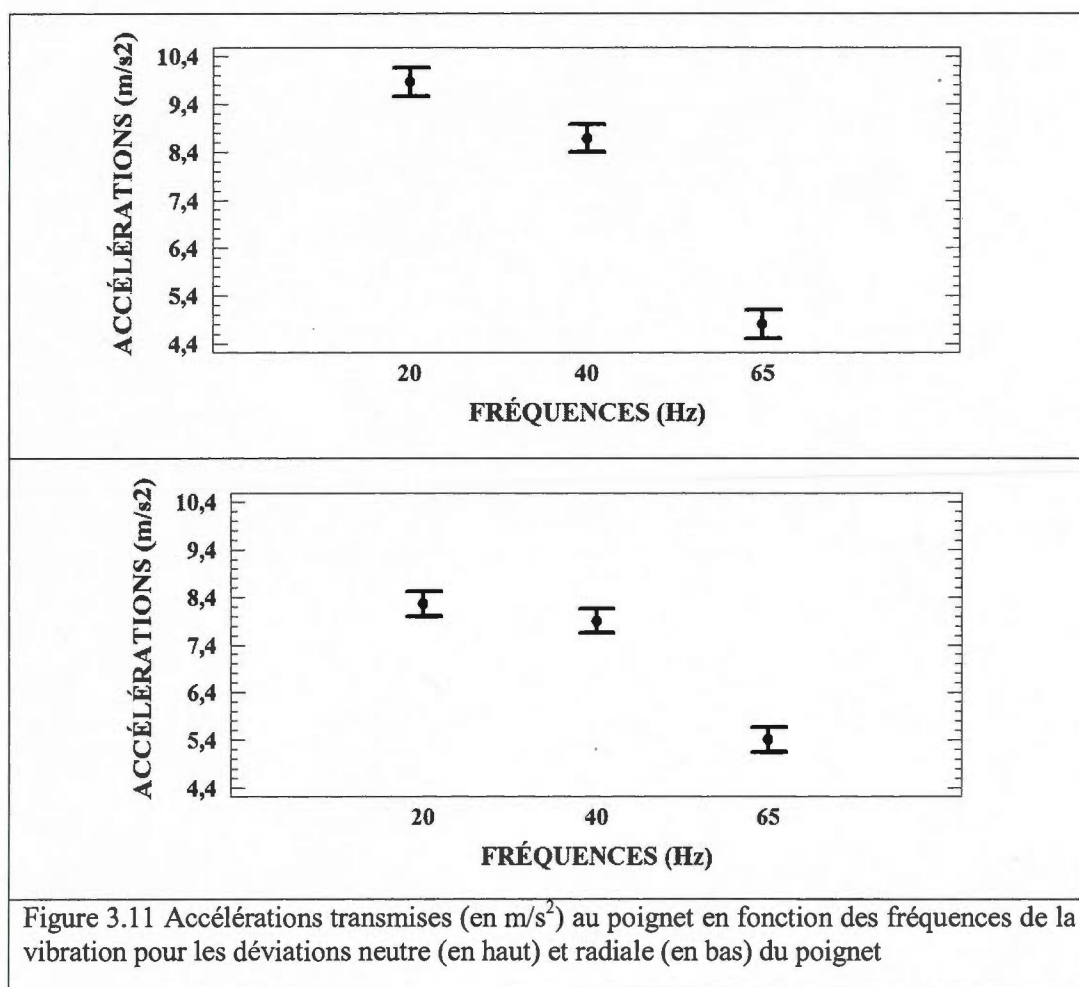
La transmission accentuée de la vibration lors de l'augmentation de l'amplitude peut en partie être expliquée par une diminution de la sensibilité tactile de la main (Kume et al., 1984; Streeter et al., 1970). Cette influence sera aussi élaborée dans la section sur le lien entre l'amplitude de la vibration ainsi que la sollicitation musculaire puisqu'elle contribuera à une augmentation de la force de préhension. Toutefois, il est possible de mentionner qu'en perdant une certaine sensibilité tactile, les mécanorécepteurs de la main (corpuscules de Pacini et Meissner ainsi que les disques de Merkel) ne peuvent informer le système nerveux de la réelle présence d'éléments vibrants (Lundström et Johansson, 1986). Effectivement, une diminution de la fréquence des potentiels d'action ainsi qu'une hyperpolarisation des terminaisons nerveuses entraîneraient une diminution de la réponse des corpuscules de Pacini (Loewenstein et Cohen, 1959; Sokolove et Cook, 1971). En diminuant l'excitabilité de ces récepteurs, la sollicitation musculaire accrue qui s'en suit contribuerait à la transmission de la vibration par l'augmentation de la rigidité du segment. Cette rigidité entraîne une moins grande absorption des accélérations et une transmission plus importante de la vibration (Reynolds, 1972; Radwin et al., 1987; Eklund et Hagbarth, 1966).

La majorité des résultats présentés sont supérieurs à l'amplitude de la vibration appliquée sur la main. Toutefois, il est à noter que les accélérations mesurées par l'accéléromètre au coude affichent des valeurs plus faibles que les amplitudes de la vibration d'origine. Il pourrait s'agir d'une atténuation de l'amplitude de la vibration causée par la présence de masse musculaire ou par la simple masse de l'avant-bras qui joue un rôle de système d'amortissement (Fritz, 1990). D'ailleurs, il faut se rappeler qu'une plus grande masse du système main-bras contribuerait à absorber la vibration soumise dans la main (Dong et al., 2005; Pyykkö et al., 1976; Reynolds et al., 1977). Il devrait donc théoriquement y avoir un effet bénéfique sur l'amplitude de la réponse biodynamique du membre supérieur pour les sujets mésomorphes par rapport aux ectomorphes.

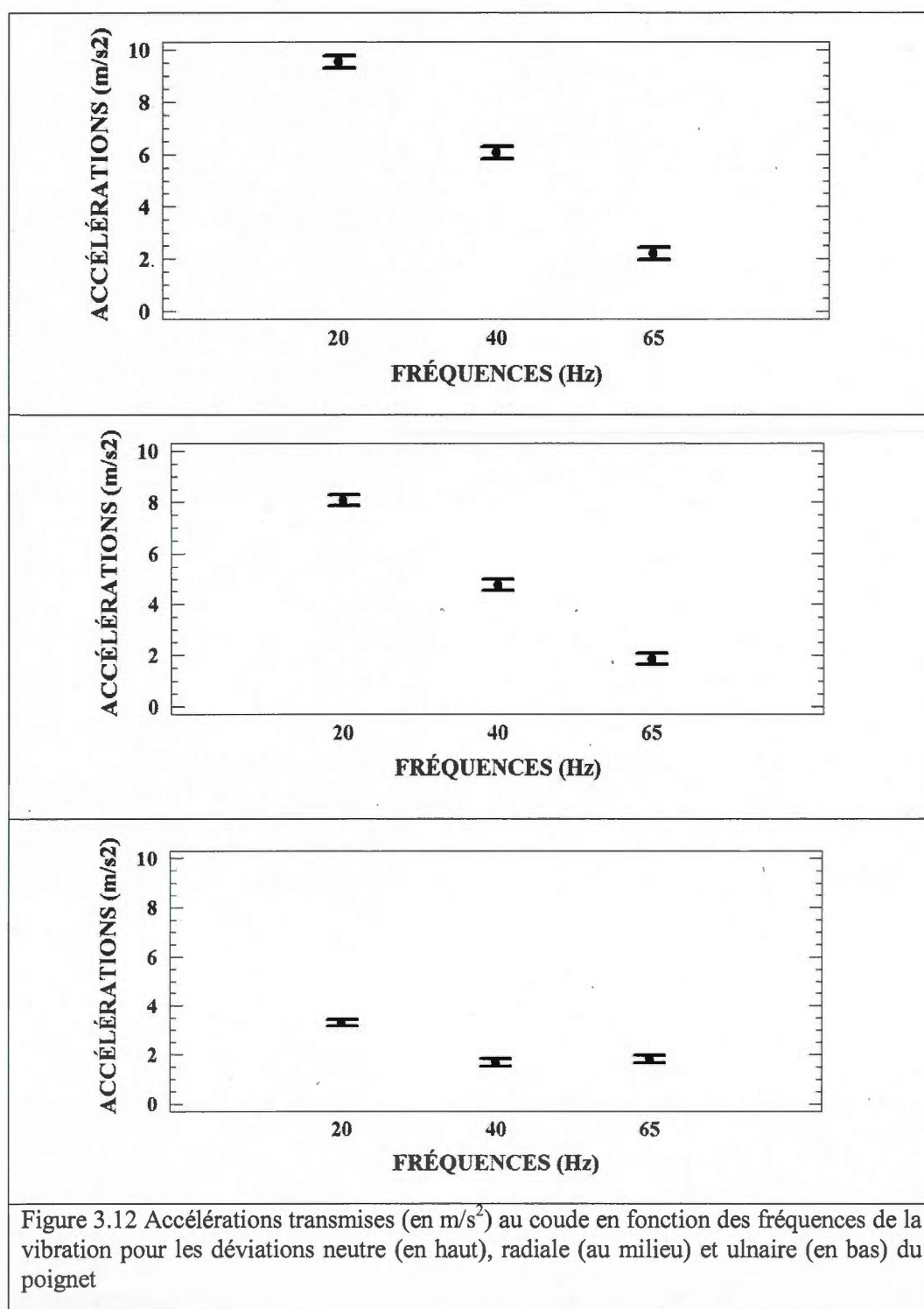
3.3.4 Fréquences de la vibration

3.3.4.1 Résultats

La figure 3.11 montre une diminution de l'amplitude des accélérations captées par l'accéléromètre du poignet en fonction d'une augmentation de la fréquence des vibrations (20 Hz, 40 Hz et 65 Hz). En effet, il est à noter que les valeurs des résultantes calculées diminuent de la même façon pour les deux déviations présentées dans cette figure. C'est donc dire que les accélérations les plus importantes transmises au poignet se retrouvent lorsque les sujets font face à des fréquences de vibration de 20 Hz. Les valeurs apparaissant sous forme de résultantes pour la déviation neutre du poignet sont $9,87 \text{ m/s}^2$, $8,69 \text{ m/s}^2$ et $4,79 \text{ m/s}^2$. Pour la déviation radiale, les résultats obtenus sont plutôt $8,25 \text{ m/s}^2$, $7,90 \text{ m/s}^2$, $5,40 \text{ m/s}^2$.



La figure 3.12 présente les résultats significatifs obtenus pour les accélérations transmises au coude selon les fréquences de la vibration et les trois déviations du poignet. D'ailleurs, comme pour les accélérations transmises au poignet, la diminution de la transmission de la vibration suivant une augmentation de la fréquence de la vibration peut être observée. Il est à noter que pour la déviation ulnaire du poignet, la fréquence de 65 Hz présente un résultat plus élevé que pour celle à 40 Hz. Selon cette figure, les résultats observés pour la déviation neutre sont $9,53 \text{ m/s}^2$, $6,05 \text{ m/s}^2$ ainsi que $2,19 \text{ m/s}^2$ pour des fréquences de la vibration respectives de 20 Hz, 40 Hz et 65 Hz. Tout en montrant une diminution de l'amplitude des accélérations transmises au coude en fonction des fréquences, la déviation radiale donne lieu à des valeurs de $8,08 \text{ m/s}^2$, $4,76 \text{ m/s}^2$, $1,84 \text{ m/s}^2$. Finalement, les résultats obtenus pour la déviation ulnaire du poignet sont $3,30 \text{ m/s}^2$, $1,69 \text{ m/s}^2$, et $1,82 \text{ m/s}^2$.



3.3.4.2 Discussion

L'analyse de la transmission de la vibration suite à l'exposition du système main-bras à diverses fréquences (20 Hz, 40 Hz et 65 Hz) permet de discuter de quelques aspects encore non élaborés dans les sections précédentes. En effet, la résonance du membre supérieur a un rôle à jouer dans la réponse biodynamique qu'il offrira face à la vibration. Par contre, il faut avant tout prendre conscience des paramètres influençant la transmission lorsque les fréquences de la vibration varient.

Parmi les études recensées dans la revue de littérature, aucune ne s'entend sur la fréquence exacte qui entraînerait le plus d'impact sur le système main-bras. Par contre, plusieurs mentionnent le fait que la zone la plus contraignante se situerait de 20 à 50 Hz (Dong et al., 2005; Griffin, 1990; Burström, 1997; Kihlberg, 1995; Marcotte, 2006; Kim et al., 1985). Griffin (1990) mentionne que cette zone est la plus critique puisque la grande partie des outils à percussions présentent des fréquences de vibrations se situant à l'intérieur de ces deux limites. De plus, il ne faut pas oublier la masse du segment pour son rôle dans l'absorption de la vibration (Dong et al., 2005; Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977; Fritz, 1991). C'est donc dire que lorsque la vibration franchit l'articulation du poignet, la masse que représentent l'avant-bras et le bras peut jouer un rôle dans la transmission de la vibration. À ce sujet, certains auteurs mentionnent que la main joue un rôle d'amortissement de la vibration lorsque des fréquences de la vibration précises sont transférées par la poignée. En effet, Pyykko et al. (1976) ainsi que Reynolds et al. (1977) suggèrent qu'à basse fréquence (plus petit que 40 Hz) les vibrations ne peuvent être isolées par la main et sont donc transférées au reste du membre supérieur. Il faut donc considérer que la fréquence de 20 Hz pourrait être celle qui représenterait la plus grande transmission de la vibration. C'est le cas puisqu'autant pour le poignet (figure 3.11) que pour le coude (figure 3.12), les valeurs les plus élevées quant aux accélérations recueillies sont en tout temps associées aux fréquences de 20 Hz.

Le phénomène de la résonance du système main-bras pourrait avoir un rôle à jouer dans la transmission de la vibration. Toutefois, les études recensant ce principe mentionnent aussi que les fréquences de la vibration s'approchant de la fréquence de résonance du membre

supérieur se situeraient entre 30 et 50 Hz (Marcotte, 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995, Dong et al., 2005). Ce principe de résonance fait en sorte qu'en s'approchant de celle du système main-bras, les fréquences de la vibration soumises à la main pourraient causer des oscillations plus importantes en terme de fréquences du membre supérieur et augmenter les risques de dommages aux structures (Marcotte, 2006). Toujours selon cette étude, la résonance du système pourrait entraîner une impédance élevée dans la zone de 30 à 50 Hz qui amplifierait la transmission de la vibration. Une impédance plus élevée, tout comme la rigidité, entraîne une transmission de la vibration plus importante (Dong et al., 2004; Kihlberg, 1995; Lundström, 1984; McDowell et al., 2007). De plus, selon Dong et al. (2005), c'est par cette résonance qu'il est possible d'observer des valeurs d'accélérations plus élevées à une articulation éloignée de la source de la vibration qu'à la source même.

Finalement, malgré que plusieurs s'entendent sur le fait que la fréquence de la vibration qui s'approcherait de la résonance du système main-bras est 40 Hz et qu'il s'agirait de la fréquence causant le plus de transfert de vibrations, les résultats produits par cette étude divergent de cette idée. Il faudrait donc considérer qu'outre le phénomène de résonance, l'accélération pondérée selon la fréquence est la plus élevée dans la zone de 8 à 16 Hz (figure 1.11). Donc, cette zone de fréquence serait la plus à risque et les conditions expérimentales à 20 Hz s'en rapprochent le plus pour ce qui concerne cette recherche. Il est donc normal d'observer que la transmission de la vibration soit la plus élevée dans cette plage de fréquences. L'étude s'approchant le plus de cette conclusion est celle de Kim et al. (1985) qui suggère que la plus importante transmission de la vibration en termes d'amplitude serait aux environs de 20 et 30 Hz.

3.3.5 Interactions doubles

3.3.5.1 Résultats

Cette section présente les divers résultats significatifs obtenus au niveau des interactions possibles entre variables indépendantes (fréquences et amplitudes de la vibration, somatotypes ainsi que les forces de préhension). Deux tableaux résumés des différents résultats significatifs suivent. Il s'agit en fait des valeurs obtenues lors de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour ce qui concerne les accélérations recueillies au poignet (tableau 3.2) et au coude (tableau 3.3). Les premières valeurs décrites se retrouvent dans les figures 3.13 et 3.14 qui montrent les interactions impliquant les somatotypes en lien avec les accélérations ressenties au poignet.

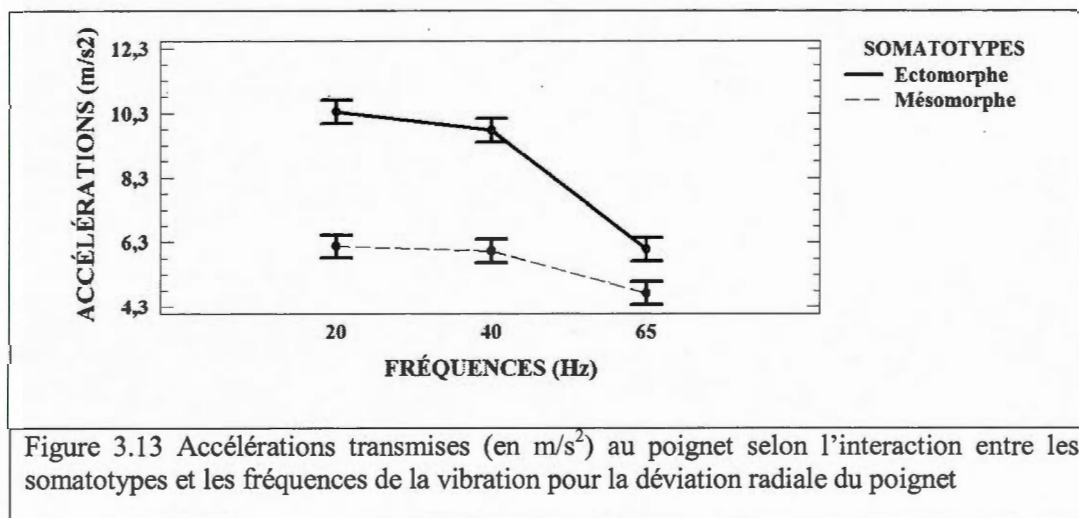
Tableau 3.2 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les accélérations obtenues au poignet lors des trois déviations du poignet

NEUTRE				
	Somatotypes	Forces de préhension	Amplitudes	Fréquences
Somatotypes		0,9566	<u>0,0129</u>	0,0579
Forces de préhension			<u>0</u>	<u>0</u>
Amplitudes				<u>0</u>
Fréquences				
RADIALE				
	Somatotypes	Forces de préhension	Amplitudes	Fréquences
Somatotypes		0,0614	<u>0,0333</u>	<u>0,0056</u>
Forces de préhension			<u>0,0001</u>	<u>0</u>
Amplitudes				<u>0,0001</u>
Fréquences				
ULNAIRE				
	Somatotypes	Forces de préhension	Amplitudes	Fréquences
Somatotypes		0,8304	0,9672	0,9207
Forces de préhension			0,9977	0,3937
Amplitudes				N/A
Fréquences				
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras et soulignés				

Tableau 3.3 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les accélérations obtenues au coude lors des trois déviations du poignet

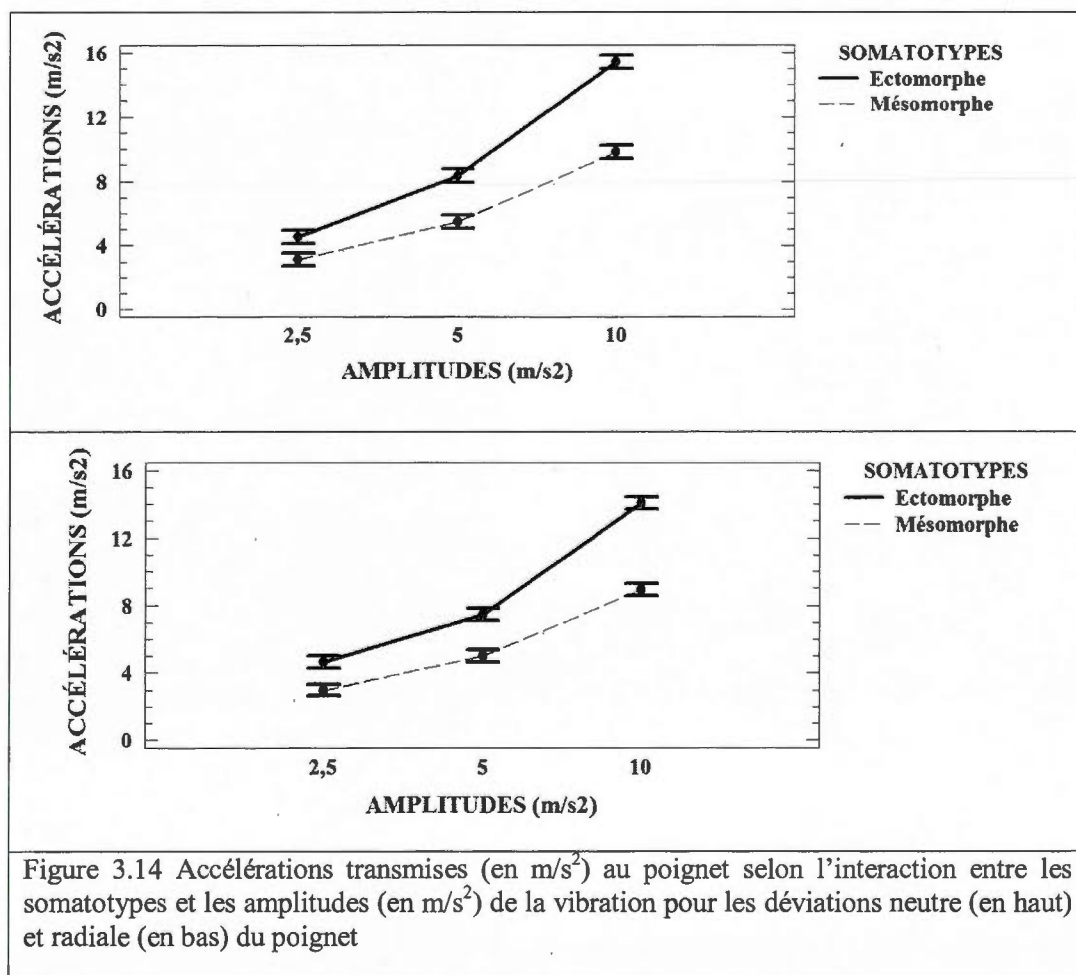
NEUTRE				
	Somatotypes	Forces de préhension	Amplitudes	Fréquences
Somatotypes		0,5572	0,9460	0,0989
Forces de préhension			<u>0,0130</u>	<u>0</u>
Amplitudes				<u>0,0356</u>
Fréquences				
RADIALE				
	Somatotypes	Forces de préhension	Amplitudes	Fréquences
Somatotypes		0,1137	<u>0,0475</u>	0,9966
Forces de préhension			0,3928	<u>0,0188</u>
Amplitudes				<u>0,0310</u>
Fréquences				
ULNAIRE				
	Somatotypes	Forces de préhension	Amplitudes	Fréquences
Somatotypes		0,6378	0,7719	0,3191
Forces de préhension			0,1785	0,2056
Amplitudes				0,4588
Fréquences				
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras et soulignés				

Étant donné qu'aucun effet simple n'a été soulevé pour la variable somatotype, les interactions avec les fréquences (figure 3.13) et les amplitudes (figure 3.14) de la vibration seront démontrées ci-dessous. Tout d'abord, la figure 3.13 montre les résultats obtenus en plaçant les somatotypes (ectomorphe et mésomorphe) en interaction avec les fréquences de la vibration. Il est à noter que tous les résultats obtenus pour les ectomorphes sont significativement plus élevés que pour les sujets mésomorphes. En effet, ces derniers sont associés à des résultats de $6,17 \text{ m/s}^2$, $6,03 \text{ m/s}^2$, et $4,72 \text{ m/s}^2$ pour des fréquences de la vibration variant de 20 Hz à 40 Hz et se terminant avec 65 Hz. Pour leur part, les somatotypes ectomorphes résultent en des accélérations de $10,34 \text{ m/s}^2$, $9,77 \text{ m/s}^2$, et $6,07 \text{ m/s}^2$.



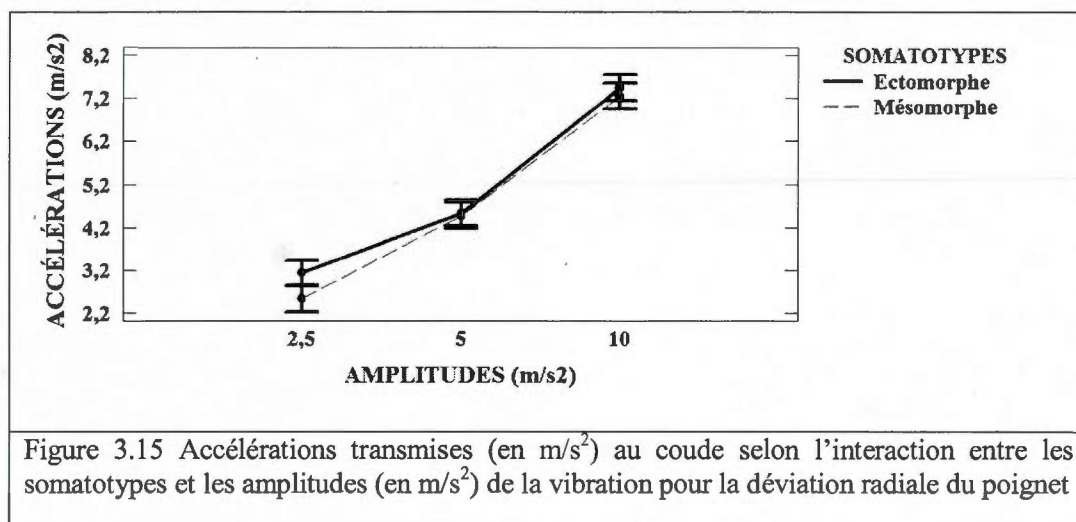
Les résultats présentés dans la figure 3.14 sont ceux qui mettent en lien les somatotypes et les amplitudes de la vibration pour les vibrations atteignant le poignet. Comme vu dans la portion supérieure de la figure, les accélérations captées par l'accéléromètre du poignet sont plus élevées pour toutes les combinaisons possibles impliquant un ectomorphe. Il faut toutefois tenir compte du fait qu'il s'agit des valeurs obtenues pour une déviation neutre du poignet. Pour les sujets classés parmi les ectomorphes, les résultats varient de $4,53 \text{ m/s}^2$, à $8,35 \text{ m/s}^2$ et finalement à $15,40 \text{ m/s}^2$ pour des amplitudes respectives de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 , et 10 m/s^2 . Dans le même ordre respectif, les valeurs obtenues pour les somatotypes mésomorphes sont : $3,15 \text{ m/s}^2$, $5,48 \text{ m/s}^2$, et $9,78 \text{ m/s}^2$.

Pour la portion inférieure de la figure 3.14, soit la déviation radiale du poignet, les valeurs présentées par les sujets ectomorphes sont toujours plus élevées que celles obtenues pour les mésomorphes. Effectivement, les valeurs présentées sont $4,65 \text{ m/s}^2$, $7,45 \text{ m/s}^2$, et $14,08 \text{ m/s}^2$ pour les ectomorphes tandis que les résultats des mésomorphes sont plus faibles à $3,00 \text{ m/s}^2$, $5,02 \text{ m/s}^2$, et $8,90 \text{ m/s}^2$.



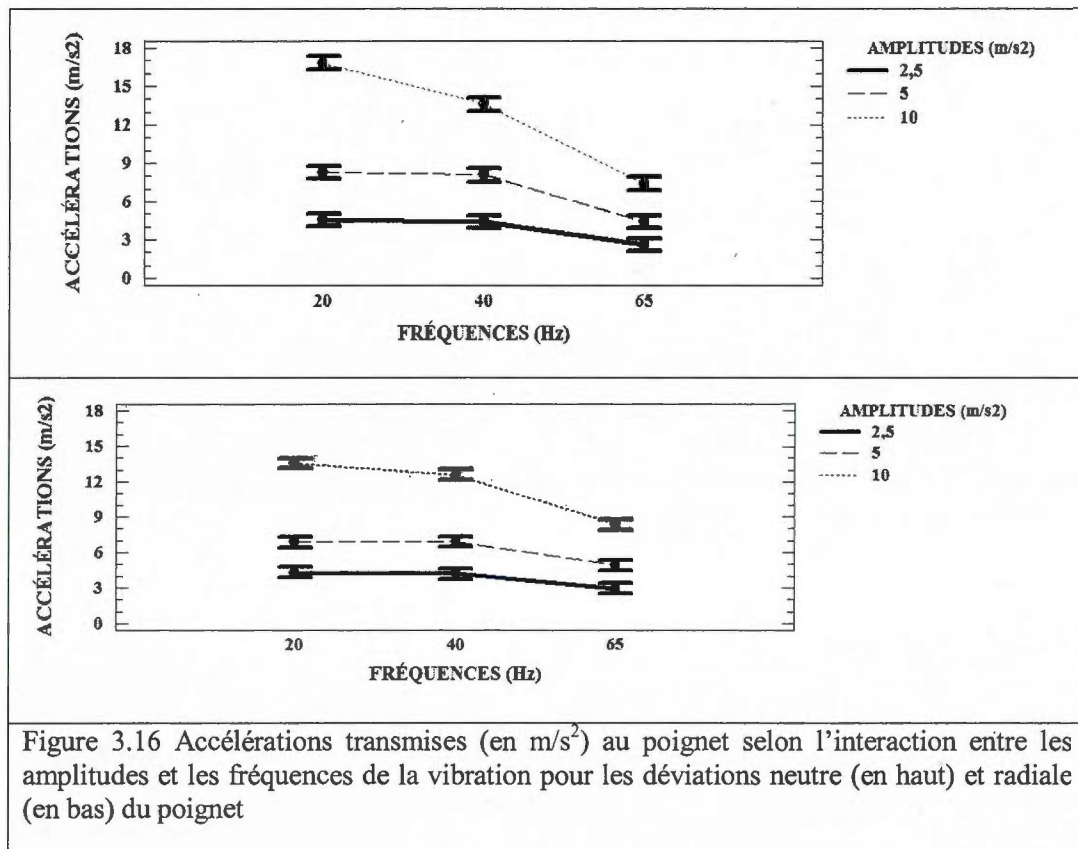
Finalement, les derniers résultats significatifs obtenus qui impliquent les somatotypes sont au niveau des accélérations captées par l'accéléromètre du coude lors d'une déviation radiale du poignet. Il s'agit en fait d'une interaction entre les somatotypes et les amplitudes de la vibration. La figure 3.15 montre que les résultats obtenus pour des amplitudes de 5 m/s^2 et 10 m/s^2 ne permettent pas de distinguer de différence entre les deux somatotypes. En effet, les

valeurs obtenues pour ces deux amplitudes sont $4,53 \text{ m/s}^2$ et $7,44 \text{ m/s}^2$ pour les ectomorphes tandis qu'elles sont $4,47 \text{ m/s}^2$ et $7,25 \text{ m/s}^2$ pour les mésomorphes. Toutefois, les ectomorphes sont associés à une résultante de $3,14 \text{ m/s}^2$ pour une amplitude de la vibration de $2,5 \text{ m/s}^2$ tandis que les mésomorphes en sont plutôt à des accélérations ressenties au coude de $2,52 \text{ m/s}^2$.



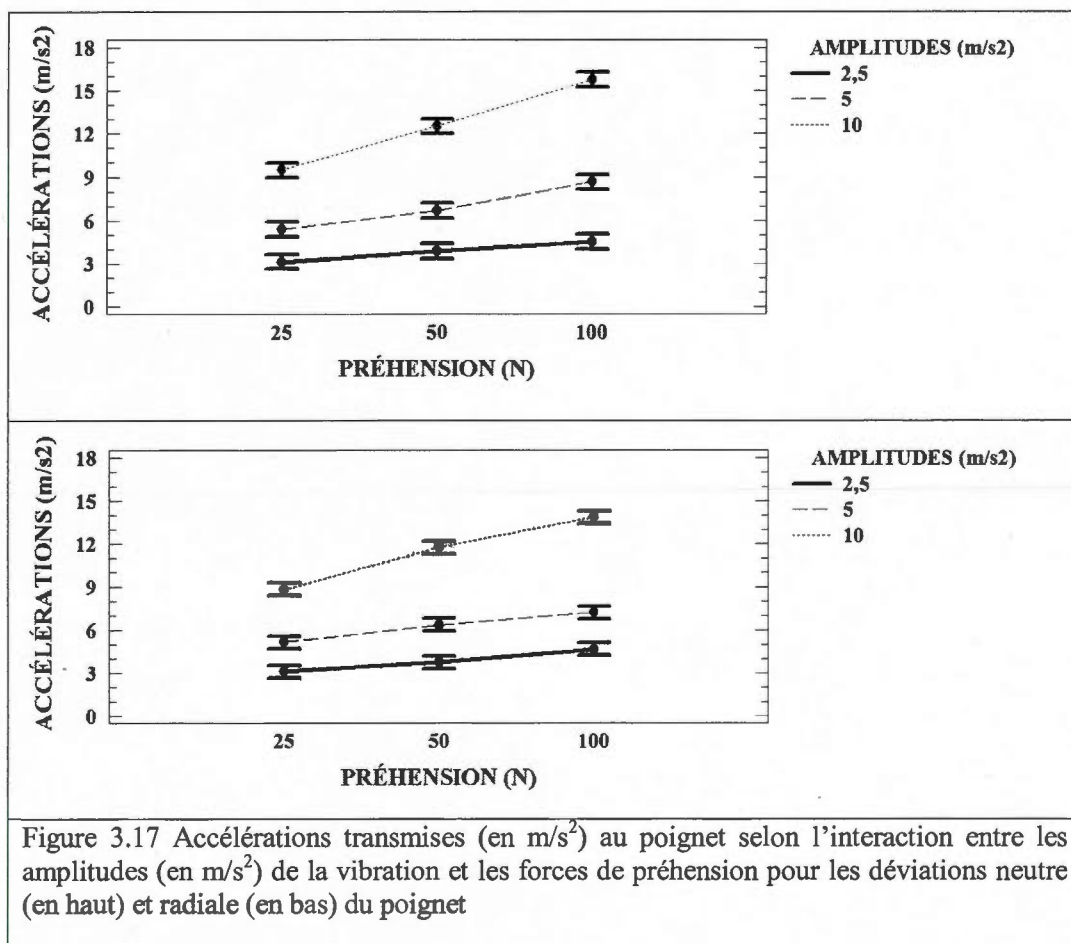
Pour tous somatotypes confondus, les accélérations obtenues au niveau du poignet suggèrent des différences significatives lors de l'interaction entre les fréquences et les amplitudes de la vibration. Comme présenté dans la figure 3.16, les déviations neutre et radiale du poignet semblent montrer que la transmission de la vibration au poignet se fait de façon plus importante lors de fréquences de 20 Hz. De plus, l'effet semble prendre de l'importance lorsque combiné à une amplitude de 10 m/s^2 . Dans la partie supérieure de la figure 3.16 se trouvent les résultantes calculées pour la déviation neutre du poignet. Dans l'ordre respectif de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 , et 10 m/s^2 , les valeurs pour une fréquence de la vibration de 20 Hz sont : $4,54 \text{ m/s}^2$, $8,27 \text{ m/s}^2$, et $16,79 \text{ m/s}^2$. Pour une fréquence de 40 Hz, les valeurs obtenues sont plutôt : $4,38 \text{ m/s}^2$, $8,08 \text{ m/s}^2$ et $13,59 \text{ m/s}^2$. Finalement, les fréquences de 60 Hz présentent les valeurs les plus faibles soit : $2,60 \text{ m/s}^2$, $4,38 \text{ m/s}^2$ et $7,40 \text{ m/s}^2$.

La partie inférieure de la figure suivante met l'accent sur les résultats obtenus pour une déviation radiale du poignet. L'interaction entre les fréquences et les amplitudes de la vibration pour les accélérations reçues au poignet montre un effet similaire aux résultats de la déviation neutre. Effectivement, les valeurs les plus élevées se retrouvent pour la plupart au niveau des fréquences de 20 Hz soit : 4,34 m/s², 6,89 m/s² et 13,53 m/s² (selon l'ordre respectif de 2,5 m/s², 5 m/s², et 10 m/s²). Puis, les valeurs recueillies pour les fréquences de 40 Hz sont : 4,20 m/s², 6,90 m/s² et 12,60 m/s². En terminant, les conditions comportant des fréquences de 65 Hz sont celles où les valeurs d'accélérations sont les plus faibles soit : 2,94 m/s², 4,92 m/s² et 8,33 m/s².



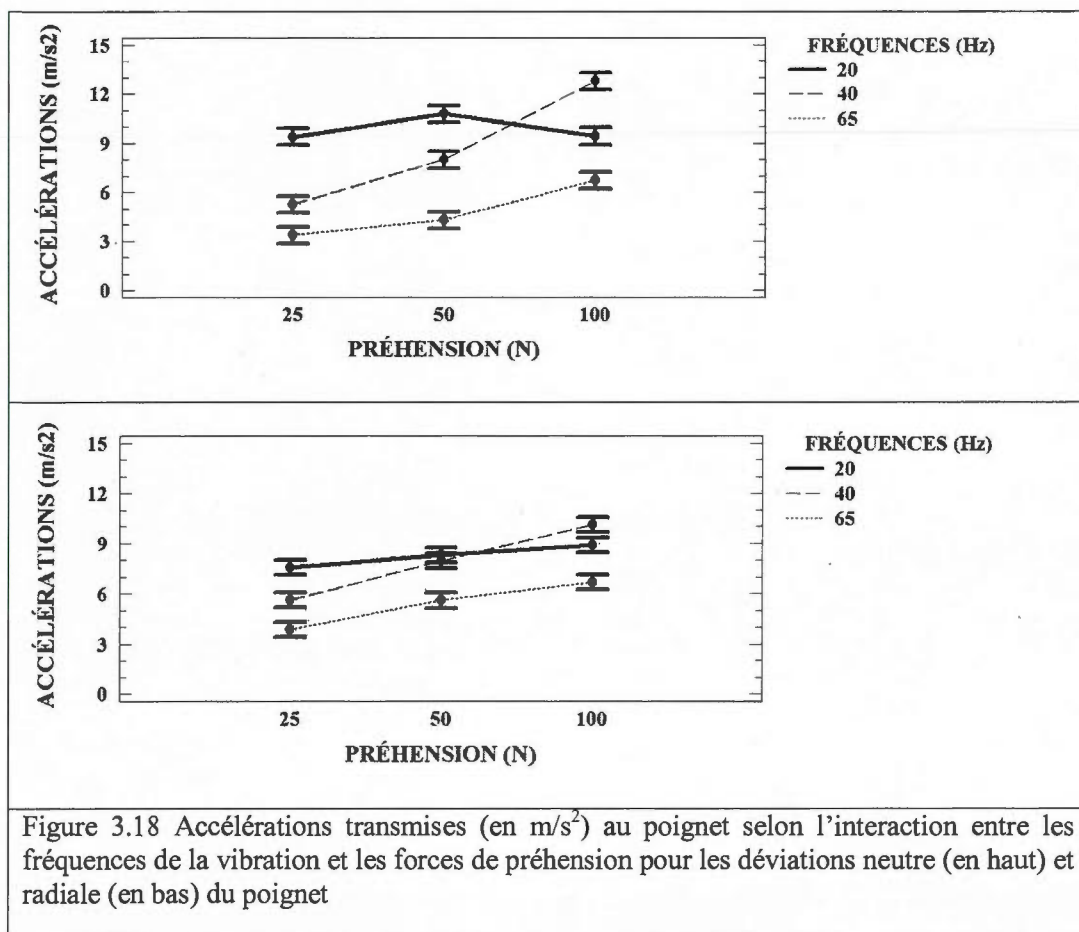
La figure 3.17 permet d'observer les différences significatives présentes entre les amplitudes de la vibration et les forces de préhension. Pour la partie supérieure de cette figure, les résultats obtenus pour la déviation neutre du poignet sont exprimés en fonction des forces de préhension de 25, 50 et 100 N. Il est à noter que l'amplitude de la vibration semblant provoquer le plus de transmission de la vibration au niveau du poignet serait de 10 m/s^2 . Les valeurs obtenues pour $2,5 \text{ m/s}^2$ sont donc de $3,13 \text{ m/s}^2$, $3,87 \text{ m/s}^2$ et $4,52 \text{ m/s}^2$. Pour une amplitude de 5 m/s^2 , les résultantes calculées sont plutôt $5,40 \text{ m/s}^2$, $6,68 \text{ m/s}^2$ et $8,65 \text{ m/s}^2$. L'amplitude de la vibration de 10 m/s^2 présente des valeurs plus élevées qui se chiffrent à $9,48 \text{ m/s}^2$, $12,52 \text{ m/s}^2$ et $15,78 \text{ m/s}^2$.

La partie inférieure de la figure 3.17 montre les résultats pour la même interaction en impliquant une déviation radiale du poignet. Les valeurs recueillies pour une amplitude de $2,5 \text{ m/s}^2$ sont $3,09 \text{ m/s}^2$, $3,73 \text{ m/s}^2$ et $4,66 \text{ m/s}^2$. Pour les conditions expérimentales impliquant une amplitude de 5 m/s^2 , les résultats sont de $5,14 \text{ m/s}^2$, $6,36 \text{ m/s}^2$ et $7,21$. Puis, les valeurs les plus élevées se situent au niveau des amplitudes de la vibration de 10 m/s^2 , soit $8,82 \text{ m/s}^2$, $11,78 \text{ m/s}^2$ et $13,86 \text{ m/s}^2$.



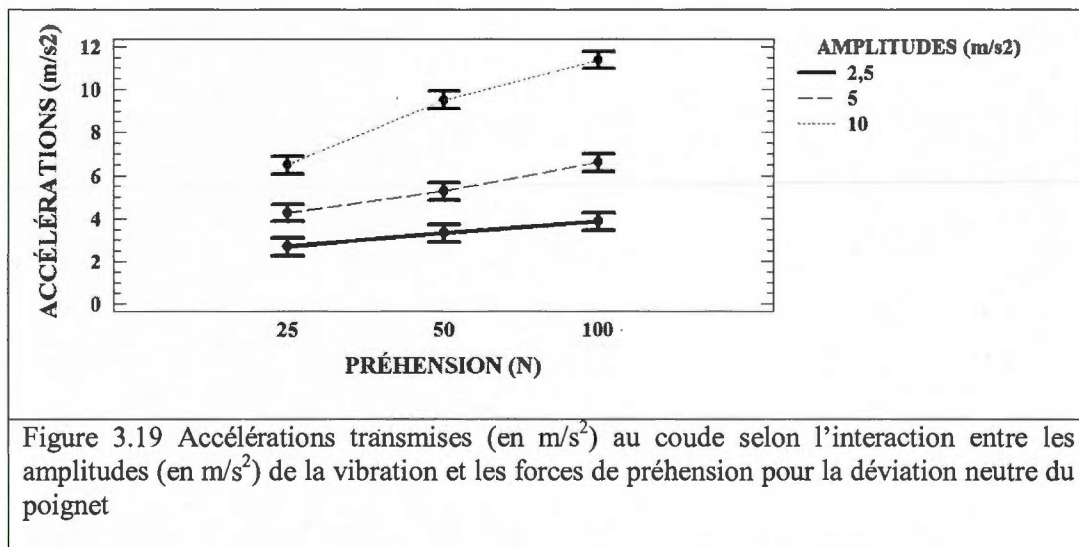
L'interaction entre les fréquences de la vibration ainsi que les forces de préhension est démontrée par la figure 3.18. En effet, les accélérations obtenues par l'accéléromètre au poignet sont présentées dans cette figure pour les déviations neutre et radiale du poignet. Les résultantes calculées pour les fréquences de la vibration de 20 Hz, 40 Hz et 65 Hz sont donc énumérées selon l'ordre des forces de préhension de 25 N, 50 N et 100 N. Tout d'abord, pour la déviation neutre du poignet, les valeurs obtenues pour une fréquence de 20 Hz sont 9,39 m/s^2 , 10,78 m/s^2 et 9,43 m/s^2 . Pour les fréquences de 40 Hz, les résultantes calculées sont 5,27 m/s^2 , 8,00 m/s^2 et 12,79 m/s^2 . Enfin, les fréquences de 65 Hz proposent des accélérations de 3,36 m/s^2 , 4,29 m/s^2 et 6,74 m/s^2 dans le même ordre respectif. Les résultats des fréquences de la vibration de 20 Hz sont généralement supérieurs aux autres valeurs sauf dans le cas d'une force de préhension de 100 N. La valeur des accélérations recueillies selon cette combinaison tombe donc sous la valeur d'une fréquence de 40 Hz.

Pour la déviation radiale, les résultats présentés pour une fréquence de la vibration de 20 Hz sont $7,57 \text{ m/s}^2$, $8,29 \text{ m/s}^2$ et $8,91$. Pour les valeurs représentant la fréquence de 40 Hz, les valeurs sont plus faibles que celles de 20 Hz sauf pour une force de préhension de 100 N. En effet, les valeurs vont de $5,60 \text{ m/s}^2$ à $7,98 \text{ m/s}^2$ pour finalement atteindre $10,11 \text{ m/s}^2$ à 100 N. En dernier lieu, les fréquences de la vibration de 65 Hz proposent des résultats de $3,88 \text{ m/s}^2$, $5,60 \text{ m/s}^2$ et $6,71 \text{ m/s}^2$.



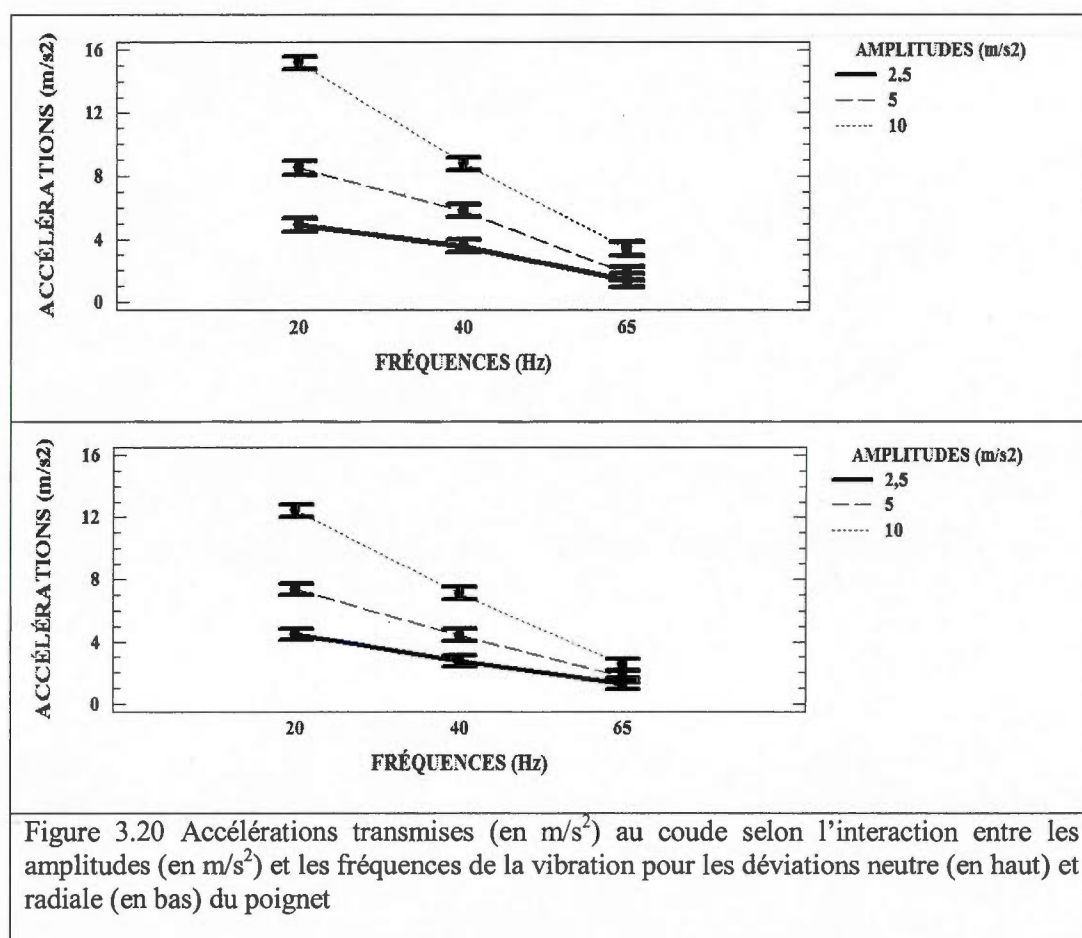
La figure 3.19 présente les seuls résultats significatifs obtenus pour l'interaction entre les amplitudes de la vibration ainsi que les forces de préhension en ce qui a trait aux accélérations perçues au coude. Il s'agit en fait des résultantes calculées pour une déviation neutre du poignet. Les valeurs observées sont plus élevées pour une amplitude de 10 m/s^2 tandis que les plus faibles se retrouvent lors des conditions comportant des amplitudes de $2,5$

m/s^2 . En effet, les valeurs pouvant être observées sur cette figure sont de $2,68 \text{ m/s}^2$, $3,31 \text{ m/s}^2$ et $3,86 \text{ m/s}^2$ pour les forces de préhension variant de 25 N à 50 N ainsi que 100 N. Dans cet ordre respectif, les résultats proposés pour une amplitude de 5 m/s^2 sont $4,26 \text{ m/s}^2$, $5,26 \text{ m/s}^2$ et $6,59 \text{ m/s}^2$. Finalement, les valeurs obtenues pour une amplitude de 10 m/s^2 sont de l'ordre de $6,48 \text{ m/s}^2$, $9,51 \text{ m/s}^2$ ainsi que $11,37 \text{ m/s}^2$.



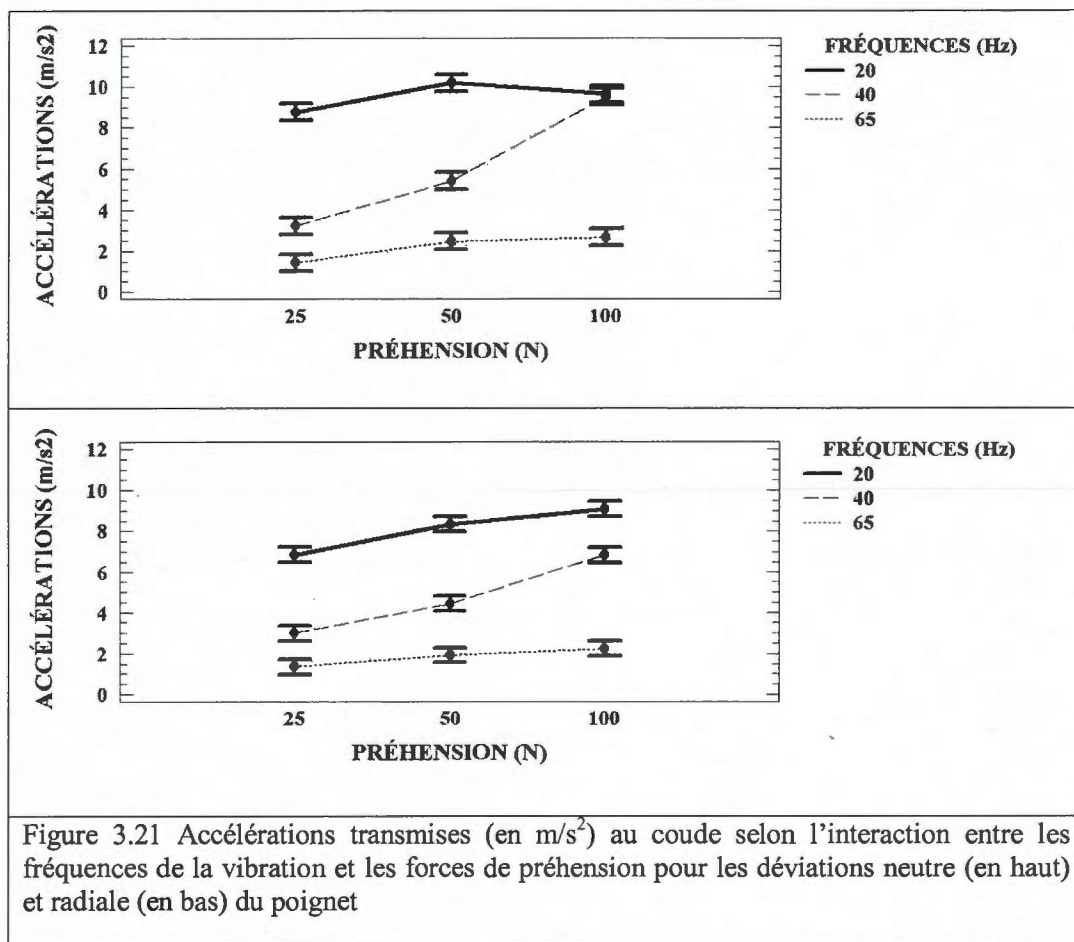
Les accélérations transmises au coude pour l'interaction entre les fréquences et les amplitudes de la vibration sont présentées par la figure 3.20. Toutefois, il s'agit des résultantes calculées pour les déviations neutre (partie supérieure de la figure) et radiale (partie inférieure de la figure) du poignet. Pour les deux déviations, les valeurs observées sont plus élevées pour des fréquences de 20 Hz comparativement à 40 Hz et 65 Hz. D'ailleurs, les résultats présentés sont dans l'ordre respectif des amplitudes de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2 . Premièrement, pour la déviation neutre du poignet et les fréquences de 20 Hz, les valeurs obtenues sont $4,90 \text{ m/s}^2$, $8,51 \text{ m/s}^2$ et $15,19 \text{ m/s}^2$. Ensuite, les fréquences de 40 Hz sont associées à des résultantes au coude de $3,57 \text{ m/s}^2$, $5,80 \text{ m/s}^2$ et $8,77 \text{ m/s}^2$. Finalement, $1,38 \text{ m/s}^2$, $1,81 \text{ m/s}^2$ et $3,40$ sont les accélérations recueillies pour une fréquence de 65 Hz.

Pour la déviation radiale du poignet, les résultats présentés suivent le même ordre respectif que pour la déviation neutre. D'ailleurs les valeurs les plus élevées se retrouvent lors de fréquences de 20 Hz comme pour la déviation neutre du poignet. En effet, les conditions comportant une fréquence de la vibration de 20 Hz présentent des résultats de $4,46 \text{ m/s}^2$, $7,35 \text{ m/s}^2$ et $12,44 \text{ m/s}^2$. Autrement, les valeurs suggérées pour les fréquences de 40 Hz sont $2,75 \text{ m/s}^2$, $4,43 \text{ m/s}^2$ et $7,09 \text{ m/s}^2$. Enfin, les conditions expérimentales impliquant une fréquence de 65 Hz varient de $1,29 \text{ m/s}^2$ à $1,73 \text{ m/s}^2$ pour se terminer à $2,50 \text{ m/s}^2$ pour une amplitude de 10 m/s^2 .



Les résultats démontrés par la figure 3.21 proviennent de l'interaction entre les fréquences de la vibration et les forces de préhension pour les accélérations captées au coude. De plus, ces valeurs présentées sont basées sur les conditions où les déviations du poignet sont neutre (en haut) et radiale (en bas). Pour la déviation neutre, les valeurs les plus faibles se retrouvent à des fréquences de 65 Hz ($1,43 \text{ m/s}^2$, $2,48 \text{ m/s}^2$ et $2,68 \text{ m/s}^2$) selon l'ordre respectif des forces de préhension de 25 N, 50 N et 100 N. Les résultantes calculées pour des fréquences de 20 Hz ($8,77 \text{ m/s}^2$, $10,19 \text{ m/s}^2$ et $9,64 \text{ m/s}^2$) sont plus élevées que les trois différentes valeurs obtenues à 40 Hz ($3,23 \text{ m/s}^2$, $5,41 \text{ m/s}^2$ et $9,50 \text{ m/s}^2$) pour des forces de préhension comparatives.

Pour ce qui est de la déviation radiale du poignet, les valeurs ne s'entrecoupent à aucune occasion. Par contre, la combinaison 40 Hz et 100 N semble s'approcher de celle de 20 Hz et 100 N comme elle l'avait fait lors de la déviation neutre. Les accélérations captées par l'accéléromètre au coude pour des fréquences de 20 Hz sont donc de $6,84 \text{ m/s}^2$, $8,33 \text{ m/s}^2$ et $9,08 \text{ m/s}^2$. Pour les fréquences de 40 Hz, les résultats présentés dans la figure 3.26 sont $3,01 \text{ m/s}^2$, $4,43 \text{ m/s}^2$ et $6,83 \text{ m/s}^2$. Enfin, les valeurs présentées pour des fréquences de 65 Hz sont $1,36 \text{ m/s}^2$, $1,91 \text{ m/s}^2$ et $2,24 \text{ m/s}^2$.



3.3.5.2 Discussion

Cette section discute des différentes figures présentant des interactions entre les variables indépendantes. En effet, quelques résultats significatifs ont été soulevés tant au niveau du poignet que du coude. De plus, quelques liens ont pu être soulevés en ce qui concerne les somatotypes même si l'effet principal ne représentait pas de différence significative. D'ailleurs, lorsqu'elle est combinée aux somatotypes, la variable force de préhension ne semble pas avoir d'effet sur l'amplitude de la transmission de la vibration.

Les résultats présentés par la figure 3.13 montrent que la variable somatotype accentue la différence entre les fréquences de la vibration. Effectivement, l'écart entre les deux somatotypes est plus grand pour une fréquence de 20 Hz que pour 40 Hz et 65 Hz. D'ailleurs, cette dernière valeur est la plus faible des trois conditions de fréquences autant pour les mésomorphes que les ectomorphes. Comme mentionné à la section sur les fréquences de la vibration, la fréquence de résonance semble se situer entre 30 Hz et 50 Hz (Dong et al., 2005; Kim et al., 1985; Griffin, 1990; Marcotte, 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995). Il est donc normal d'observer que les valeurs d'accélération au poignet sont les plus élevées pour 20 Hz et 40 Hz. Toutefois, les résultats auraient dû être plus élevés pour les fréquences de 40 Hz. De plus, toujours selon ce principe de résonance, il faut aussi noter que les valeurs d'accélération peuvent être plus élevées à l'accéléromètre qu'à la source même de la vibration. La transmission de la vibration semble aussi se faire de façon plus importante pour des basses fréquences. C'est d'ailleurs le cas selon les valeurs présentées par la figure 3.13. Ces propos sont basés sur quelques études (Kihlberg, 1994; Pyykko et al., 1976) qui mentionnent que les basses fréquences (moins de 50 Hz) pourraient être transmises au membre supérieur tandis que les hautes fréquences seraient absorbées par les tissus de la main (Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977). La transmission serait donc plus élevée pour les fréquences sous la barre des 50 Hz (20 Hz et 40 Hz pour la présente étude).

Pour ce qui est de l'effet des somatotypes, il est à noter que les sujets faisant partie de la catégorie des ectomorphes présentaient une musculature moins importante que les mésomorphes (Carter et Heath, 1990). Par exemple, la circonférence du biceps brachial a été prise pour tous les sujets lors de la classification selon les somatotypes. Une musculature plus importante (sujets mésomorphes) aurait toutefois l'avantage de présenter une moins grande impédance mécanique que dans le cas de tissus adipeux ou d'os et l'absorption serait donc plus efficace (Baumgartner et al., 1998). Il est important de rappeler que la masse du bras joue un rôle important dans l'absorption de la vibration (Dong et al., 2005; Fritz, 1990). En effet, la masse du membre supérieur, par son inertie, peut contribuer à l'amortissement de la vibration. Fritz (1990) renchérit en disant que le poids et la longueur des segments, la musculature du membre supérieur ainsi que le coussin adipeux de la main ont tous un rôle à jouer dans l'absorption de la vibration. De plus, plusieurs études (Burström, 1994; Fritz,

1990; Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977; Dong et al., 2005) s'entendent pour dire que le volume et l'épaisseur de la main peuvent avoir un rôle à jouer dans l'atténuation de la vibration. Comme ces facteurs sont moins importants pour les ectomorphes, il faut donc considérer que ceux-ci présenteraient des valeurs d'accélération plus élevées que pour les mésomorphes. De plus, en se fiant aux ratios de transmission pouvant être calculés à partir de la figure 3.14, il faut voir que les sujets ectomorphes tendent à mieux transmettre la vibration. En effet, pour une amplitude de 10 m/s^2 , les sujets ectomorphes proposent un ratio de 1,54 ($15,4 \text{ m/s}^2 / 10 \text{ m/s}^2$) tandis que les sujets mésomorphes offrent plutôt une valeur de 0,98 ($9,78 \text{ m/s}^2 / 10 \text{ m/s}^2$). Les caractéristiques physiques des sujets mésomorphes sembleraient donc leur permettre d'atténuer la transmission de la vibration vers l'articulation du poignet.

Comme dans le cas de l'interaction entre les somatotypes et les fréquences, l'interaction entre ces somatotypes et les amplitudes de la vibration présente des résultats significatifs. En effet, les valeurs présentées par les figures 3.14 et 3.15 montrent que pour le poignet et le coude, il y a une différence significative entre ces deux variables. Pour les mêmes raisons présentées précédemment, il faut voir que les sujets ectomorphes ont tendance à transmettre plus d'accélération au membre supérieur. Toutefois, l'effet est moins évident en regardant les résultats du coude (figure 3.15). Seule une différence à l'amplitude $2,5 \text{ m/s}^2$ est détectable. D'ailleurs, l'hypothèse soulevée est que les sujets mésomorphes pourraient laisser les tissus mous de la main ainsi que leur masse musculaire absorber la vibration à une telle amplitude. Cette hypothèse est en partie appuyée par certains articles qui mentionnent que les tissus mous de la main ainsi que la masse du membre supérieur permettent l'absorption des vibrations (Fritz, 1990; Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977; Dong et al., 2005). Pour ce qui est de l'amplitude de la vibration, il semble que l'effet principal observé précédemment se répète. Effectivement, l'augmentation de l'amplitude contribue à une hausse des accélérations transmises au membre supérieur (Adewusi et al., 2010; Burström 1990 et 1999; Marcotte et al., 2005). Il faut cependant tenir compte de la graduation des axes. En effet, en se fiant aux valeurs de la figure 3.14, l'effet semble être exponentiel. Par contre, l'écart entre 5 et 10 est plus grand qu'entre 2,5 et 5. La différence s'accroissant entre les valeurs pourrait donc être faussée par un axe se servant de terme plutôt que de valeurs précises.

En combinant les effets de l'amplitude et de la fréquence de la vibration, il faut observer que la pire condition se trouve lors de la condition à 20 Hz et 10 m/s². Autant pour le poignet (figure 3.16) que pour le coude (figure 3.20), les résultats montrent que l'amplitude de 10 m/s² transmet le plus de vibrations tandis que la fréquence de 65 Hz est celle où les accélérations captées sont les moins élevées. D'ailleurs, il est important de souligner que la fréquence de la vibration influence de façon importante le ratio de transmission de la vibration pour une même amplitude. Effectivement, selon la figure 3.16, pour une amplitude de 10 m/s², les valeurs calculées pour des fréquences respectives de 20 Hz, 40 Hz et 65 Hz sont de 1,68, 1,35 et 0,7. La fréquence de la vibration semblerait donc atténuer l'amplitude des accélérations transmises, mais réduirait aussi le ratio de transmission de la vibration pour une même amplitude.

Il semble important ici de rappeler que l'augmentation de l'amplitude de la vibration entraînerait une hausse des accélérations transmises au membre supérieur (Marcotte et al., 2005; Burström, 1990; Burström, 1999). De plus, les valeurs les plus faibles associées à une fréquence de 65 Hz peuvent être appuyées par le fait que l'atténuation des hautes fréquences (plus de 50 Hz) semble se faire dans les tissus de la main plutôt que par les articulations et que la transmission est moins importante pour cette fréquence (Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977). Les résultats présentés par la figure 3.16 montrent que pour des amplitudes de 2,5 m/s² et 5 m/s², la variation des fréquences de 20 Hz et 40 Hz n'a pas d'effet sur la transmissibilité des vibrations. En effet, les valeurs présentées par la figure 3.16 montrent que les accélérations perçues à 40 Hz sont similaires aux fréquences de 20 Hz.. Toutefois, les valeurs au coude ramènent à la logique présentée précédemment comme quoi la fréquence de 20 Hz est la plus problématique et peut aussi être appuyée par l'article de Kim et al. (1985). Il faudrait donc considérer que puisque le poignet est près de la source vibrante, l'effet de résonance est plus facilement perceptible tandis que des facteurs comme les somatotypes ainsi que les positions changeantes du poignet auraient fait varier les valeurs au coude.

Les forces de préhension ont leur rôle lorsqu'elles sont combinées aux amplitudes (figures 3.17 et 3.19) ainsi qu'aux fréquences (figures 3.18 et 3.21) de la vibration, la transmission de la vibration se fait généralement de façon plus importante. Par contre, pour la fréquence la

plus basse (20 Hz), l'augmentation des forces exercées sur la poignée n'augmente pas constamment l'amplitude des accélérations transférées aux membres supérieurs. Une plus grande force (100N) permet de réduire significativement la transmission à cette fréquence. Ces résultats démontrent que l'interaction entre ces deux facteurs peut changer le transfert de vibrations sur le membre supérieur. De plus, malgré que la fréquence de résonance du membre supérieur devrait tourner autour de 30 Hz à 50 Hz (Dong et al., 2005; Griffin, 1990; Marcotte, 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995), la fréquence présentant le plus grand transfert de vibration est plutôt de 20 Hz (Kim et al., 1985). Le rôle de la force de préhension sera plutôt au niveau de la rigidité du segment. En effet, une augmentation de la force de préhension déployée sur la poignée vibrante sera associée à une contraction musculaire plus importante (Radwin et al., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). En augmentant la contraction musculaire, la rigidité du membre supérieur augmente et la transmission de la vibration se fait de façon plus importante (Radwin et al., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). Selon ces auteurs, ce principe peut en partie être expliqué par le fait que la présence de vibrations cause une implication du réflexe tonique vibratoire. Celui-ci cause une hausse du recrutement musculaire et une préhension plus importante sur la poignée. Toutefois, il ne faut pas oublier que par la présence de la rétroaction sur écran informatique, les sujets autorégulent leur force de préhension. Cette hausse de la sollicitation musculaire n'est donc pas perceptible. En résumé, une augmentation de la force de préhension entraîne une hausse de la rigidité du membre supérieur (Eklund et Hagbarth, 1966; Reynolds, 1972; Dong et al., 2004; Kihlberg, 1995; Lundström, 1984; McDowell et al., 2007; Fritz, 1991), et du même coup, une plus importante transmission de la vibration en partie due à une impédance plus élevée (Griffin, 1990; Gurram et al., 1995). Il faut donc préciser que lorsque combinée au facteur « amplitude » (figures 3.17 et 3.19), la force de préhension entraîne une hausse de la transmission dans le même ordre que lorsque les deux variables sont présentées individuellement. Il est à noter que l'écart entre 50 et 100 N n'est pas respecté puisque la graduation de l'axe des x est faite selon des termes et non des valeurs. Les résultats peuvent donc sembler suivre une tendance exponentielle.

Outre l'effet des fréquences de la vibration, les figures 3.18 et 3.21 permettent d'observer que lorsque la force de préhension augmente, la fréquence de résonance du membre supérieur peut évoluer à la hausse. En effet, malgré que la fréquence dominante était de 20 Hz lorsqu'analysée individuellement, une augmentation de la force de préhension à 100 N fait en sorte que la fréquence entraînant la plus haute transmission est de 40 Hz. Il faudrait donc tenir compte que l'augmentation de la force de préhension entraîne une plus grande transmission de la vibration dans l'axe principal d'application (Adewusi et al., 2010).

Finalement, les déviations radiales du poignet semblent avoir pour effet d'atténuer l'amplitude des accélérations transmises au membre supérieur. En effet, les valeurs présentées pour le poignet et le coude respectent généralement l'impact respectif des variables indépendantes sur la transmission tout en influençant à la baisse cette dernière. Selon la littérature, une déviation dans un sens ou dans l'autre entraînerait une augmentation de la rigidité de l'articulation du poignet et augmenterait la transmission de la vibration (Eklund et Hagbarth, 1966; Reynolds, 1972; Dong et al., 2004; Kihlberg, 1995; Lundström, 1984; McDowell et al., 2007; Dong et al., 2005; Xu et al., 2009; Fritz, 1990; Griffin, 1990). Par contre, pour tous les résultats présentés par les figures de 3.13 à 3.21 comprenant la déviation radiale, les valeurs associées à celle-ci sont plus faibles que pour la déviation neutre. La position des sujets semble donc avoir été facile à obtenir de façon passive, c'est-à-dire que la poignée vibrante pourrait avoir facilité la position en déviation radiale sans que les sujets aient à solliciter leurs déviateurs radiaux et l'effet de transmission n'a pu être observé. D'ailleurs, la vibration pourrait avoir été dissipée dans plusieurs axes d'application au lieu de se concentrer dans l'axe z qui représente l'axe directement en lien avec l'avant-bras. En effet, lorsque le poignet est en position neutre, la vibration s'applique en ligne directe vers les accéléromètres du poignet et du coude. Toutefois, lors d'une déviation ulnaire ou radiale du poignet, un levier se crée et pourrait réduire l'amplitude des vibrations transmises par le pot vibrant. En effet, en produisant un angle au poignet, la distance de l'application de la vibration par rapport à l'articulation pourrait impliquer une diminution de l'amplitude des vibrations transmises par l'entremise d'un levier plus important.

3.4 Recrutement musculaire du membre supérieur

Cette section présente les données de la sollicitation musculaire des neuf muscles étudiés. Comme dans le cas des accélérations, les effets principaux seront initialement présentés, suivis des interactions doubles. Il est à noter qu'il s'agit des pourcentages de la contraction volontaire maximale moyens (%CVMmoy) de tous les sujets obtenus pour chaque muscle. D'ailleurs, les tableaux 3.4 (déviation neutre), 3.5 (déviation radiale) et 3.6 (déviation ulnaire) présentent les valeurs ANOVA recueillies pour les différents muscles en fonction des quatre variables indépendantes.

Tableau 3.4 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVMmoy obtenue lors de la déviation neutre du poignet.

	Somatotypes	Forces de préhension	Amplitudes	Fréquences
Trapèze supérieur	0,6702	0,7992	0,8056	0,3892
Deltoïde antérieur	<u>0,0415</u>	<u>0,0119</u>	<u>0,0278</u>	0,1029
Deltoïde postérieur	0,1383	<u>0,0006</u>	<u>0,0005</u>	0,4440
Biceps brachial	0,2262	<u>0</u>	<u>0,0004</u>	<u>0,0166</u>
Triceps brachial	<u>0,0198</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0,0043</u>
Premier radial	0,2342	<u>0</u>	0,2555	0,2646
Extenseurs communs des doigts	<u>0,0166</u>	<u>0</u>	0,1451	0,1605
Fléchisseur superficiel des doigts	0,7237	<u>0</u>	<u>0,0363</u>	0,9442
Cubital antérieur	0,6686	<u>0</u>	0,4999	0,5627
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras et soulignés				

Tableau 3.5 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVM moy obtenue lors de la déviation radiale du poignet.

	Somatotypes	Forces de préhension	Amplitudes	Fréquences
Trapèze supérieur	0,9250	0,4986	0,5006	0,4177
Deltoïde antérieur	0,0701	0,2268	<u>0,0019</u>	0,1743
Deltoïde postérieur	0,1641	<u>0</u>	0,3960	0,1472
Biceps brachial	0,0802	<u>0</u>	<u>0,0011</u>	0,0957
Triceps brachial	<u>0,0080</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>0,0422</u>
Premier radial	0,6874	<u>0</u>	0,4632	0,4561
Extenseurs communs des doigts	<u>0,0154</u>	<u>0</u>	0,1538	0,8774
Fléchisseur superficiel des doigts	0,2093	<u>0</u>	0,1355	0,0836
Cubital antérieur	0,4859	<u>0</u>	0,3573	0,2631
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras et soulignés				

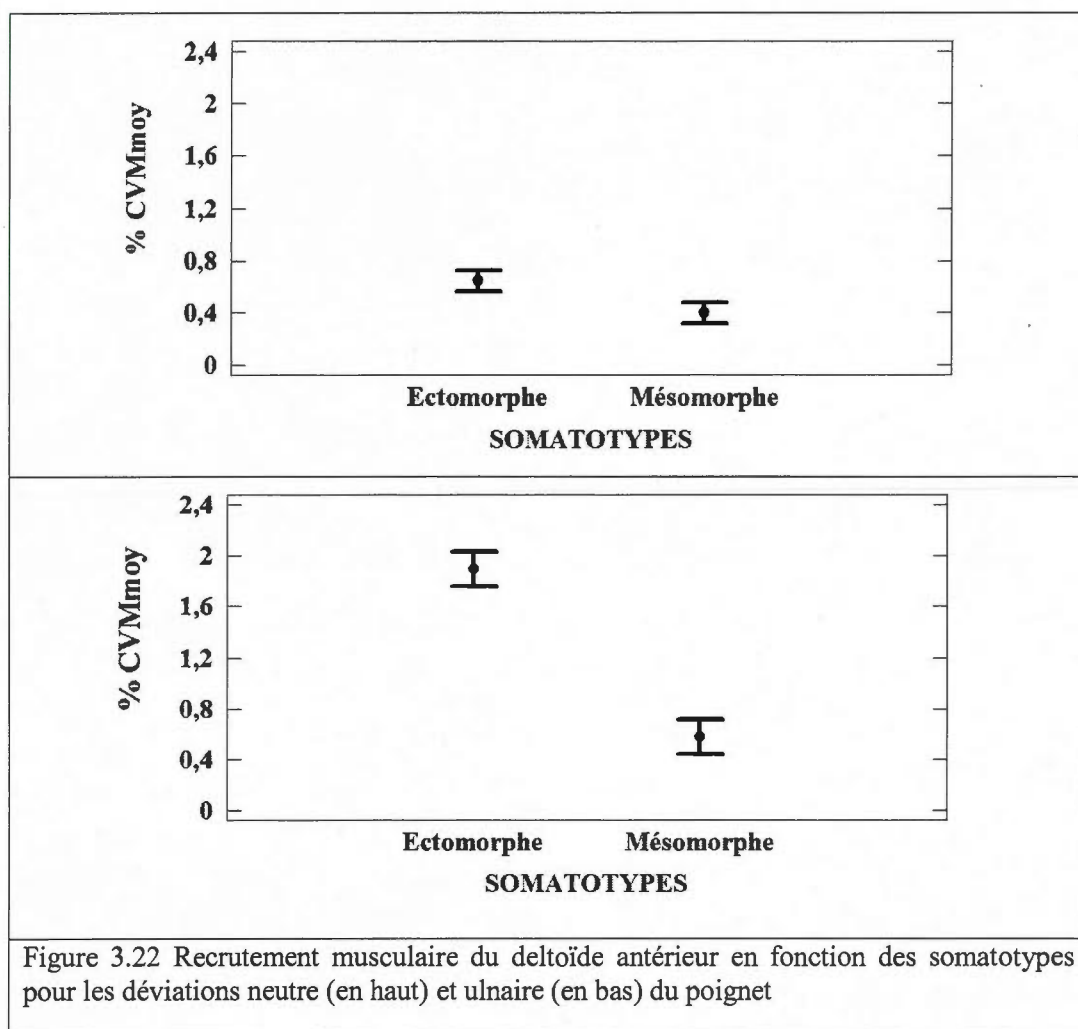
Tableau 3.6 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVM moy obtenue lors de la déviation ulnaire du poignet.

	Somatotypes	Forces de préhension	Amplitudes	Fréquences
Trapèze supérieur	0,6745	0,2579	0,7023	0,4200
Deltoïde antérieur	<u>0,0262</u>	<u>0,0003</u>	0,1556	0,1281
Deltoïde postérieur	0,3349	<u>0,0015</u>	<u>0,0025</u>	0,0856
Biceps brachial	0,6769	<u>0</u>	0,0507	0,1493
Triceps brachial	<u>0,0422</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	0,9459
Premier radial	0,2044	<u>0</u>	0,9724	0,3805
Extenseurs communs des doigts	0,1131	<u>0</u>	0,5281	0,5157
Fléchisseur superficiel des doigts	0,2309	<u>0</u>	<u>0,0358</u>	0,8179
Cubital antérieur	0,9561	<u>0</u>	0,5196	0,2205
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras et soulignés				

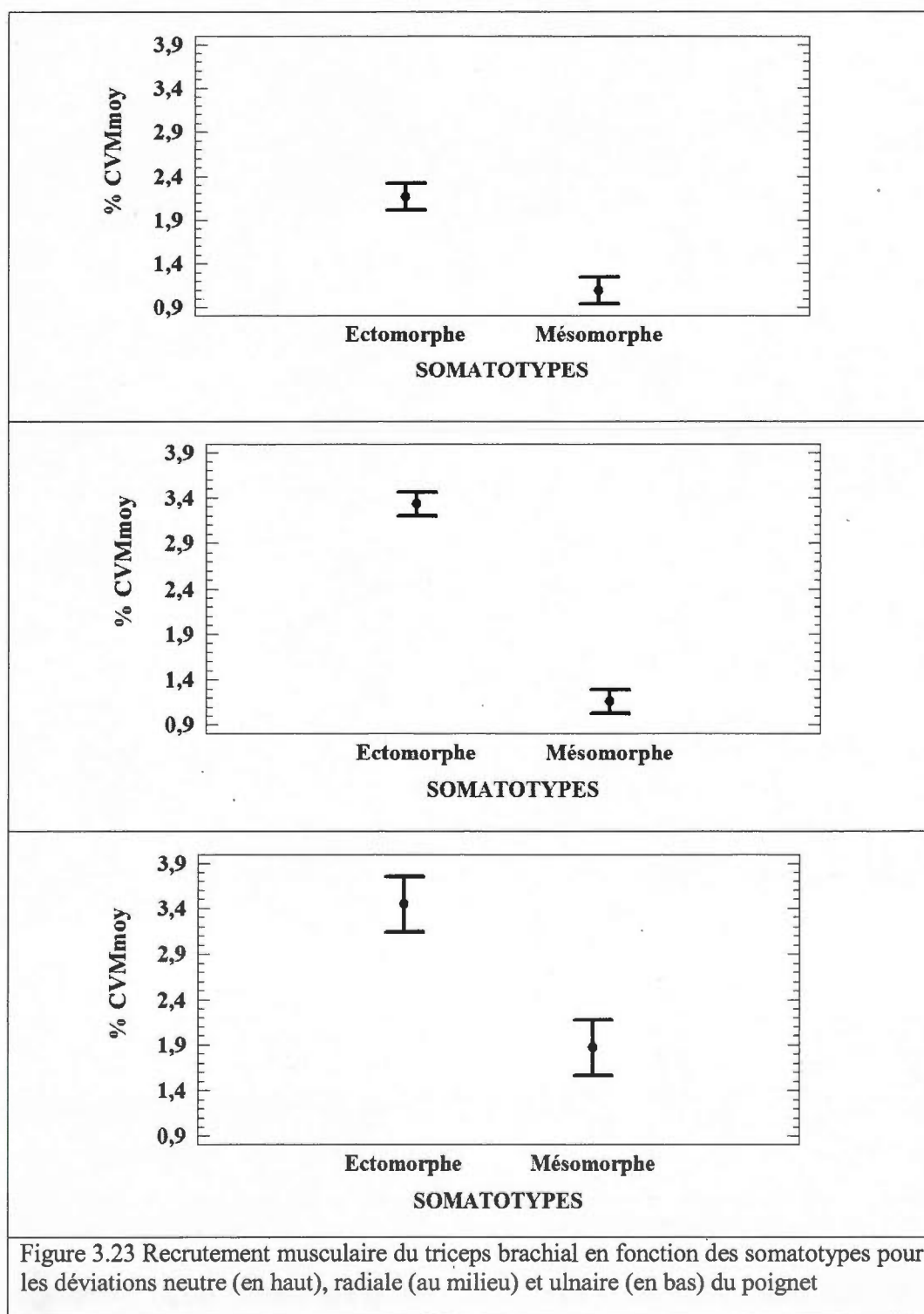
3.4.1 Somatotypes

3.4.1.1 Résultats

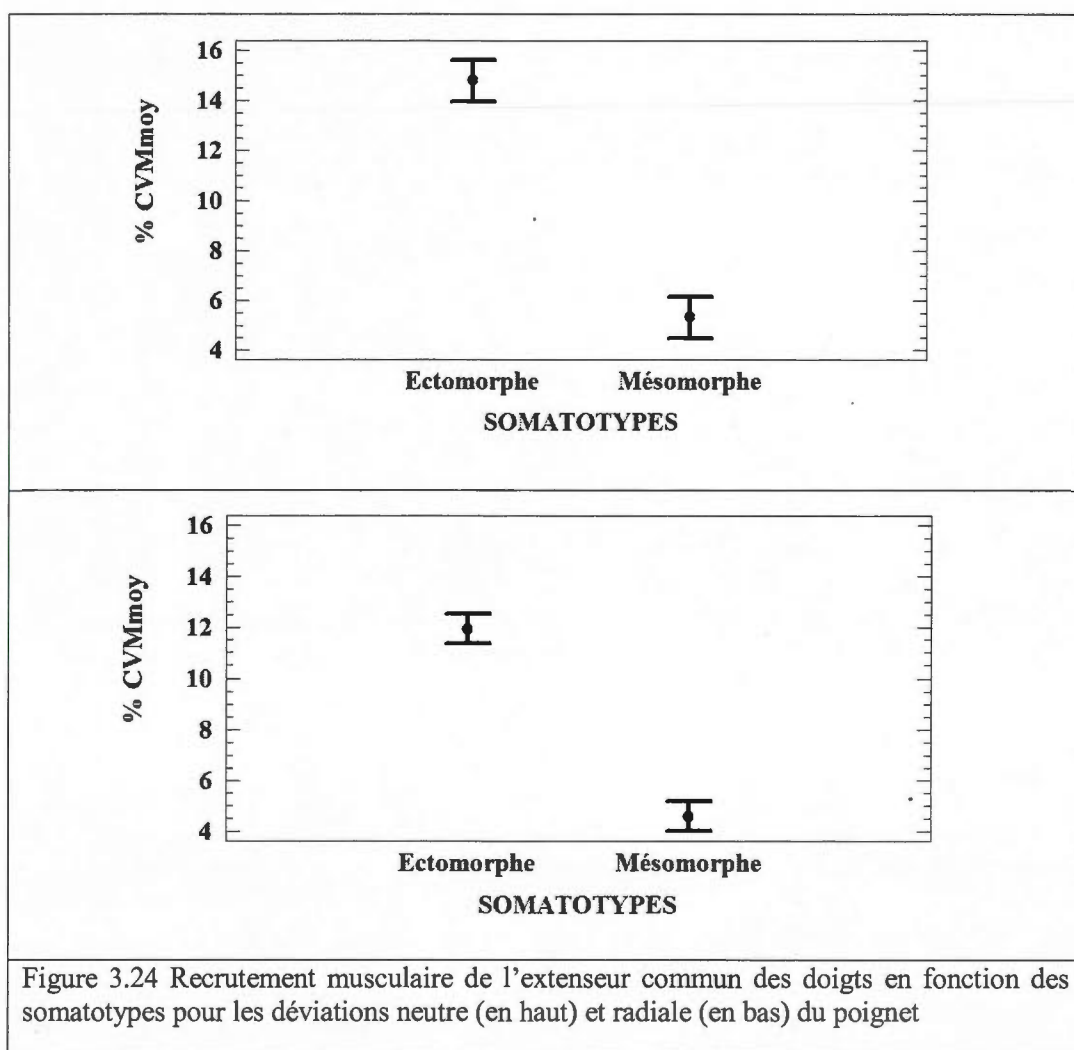
Les résultats obtenus selon les deux somatotypes pour le deltoïde antérieur sont démontrés dans la figure 3.22. Les sujets classés comme étant ectomorphe sont associés à des valeurs plus élevées au niveau de la sollicitation musculaire du deltoïde antérieur. En effet, comme le montre cette figure, les pourcentages calculés sont plus élevés pour les ectomorphes lors des deux déviations (neutre et ulnaire) du poignet. Les résultats montrés sont donc de 0,64 %CVM (ectomorphe) et 0,40 %CVM (mésomorphe) pour la déviation neutre (en haut) et 1,89 %CVM (ectomorphe) ainsi que 0,58 %CVM (mésomorphe) pour la déviation ulnaire (en bas) du poignet.



Comme dans le cas du deltoïde antérieur, le recrutement musculaire du triceps brachial se fait de façon plus importante pour les sujets ectomorphes. Effectivement, selon la figure 3.23, les valeurs pour les ectomorphes sont toujours plus élevées que pour les mésomorphes en considérant les trois déviations du poignet. Pour la déviation neutre (en haut), les valeurs présentées sont 2,16 %CVM pour la catégorie ectomorphe et 1,10 %CVM pour le classement mésomorphe. La déviation radiale (au milieu) du poignet montre des résultats légèrement plus élevés à 3,33 %CVM et 1,16 %CVM dans le même ordre respectif. Finalement, les %CVMmoy obtenus pour la déviation ulnaire (en bas) sont 3,45 %CVM et 1,87 %CVM.



La dernière figure présentant des résultats pour la variable somatotype implique l'extenseur commun des doigts. En effet, la figure 3.24 montre des résultats plus élevés pour les ectomorphes que les mésomorphes pour deux déviations (neutre en haut et radiale en bas) du poignet. Dans les deux cas, la différence peut se chiffrer à un peu plus du double. En fait, les %CVMmoy présentés par cette figure pour la déviation neutre sont 14,78 %CVM et 5,34 %CVM dans l'ordre : ectomorphe et mésomorphe. Pour ce qui est de la déviation radiale (en bas), les valeurs sont 11,63 %CVM et 4,60 %CVM dans le même ordre.



3.4.1.2 Discussion

La section suivante traite de l'influence des somatotypes sur le recrutement musculaire du membre supérieur. En se fiant sur l'étude de Dong et al. (2005), il faut considérer l'importance d'une plus grande masse du système main-bras lorsque la vibration est transférée jusqu'à l'épaule. Effectivement, il y aurait un effet bénéfique sur l'amplitude de la réponse biodynamique de ce système. La composition du segment pourrait avoir un rôle selon la rigidité qu'elle offre vis-à-vis l'élément vibrant. En effet, le volume et l'épaisseur de la main peuvent jouer un rôle dans l'absorption de la vibration (Burstrom, 1994). L'article de Dong et al. (2005) mentionne qu'une grande masse du bras peut permettre l'absorption de la vibration. Ces propos sont renforcés par Fritz (1991) qui suggère que le poids et la longueur des segments, la musculature du membre supérieur ainsi que le coussin adipeux de la main peuvent tous avoir un rôle à jouer dans l'absorption des vibrations. Il faudrait croire que les sujets mésomorphes seront moins affectés par la présence de vibrations dans la main puisque plusieurs composantes parmi ces dernières seront en leur faveur. En d'autres mots, leur système main-bras serait plus pesant, leur musculature plus importante et le tissu adipeux de leurs mains plus important selon la classification des somatotypes (Carter et Heath, 1990).

Pyykko et al. (1976) suggère que la transmission de la vibration semble être plus importante lors d'un écrasement des tissus de la main. De plus, il faudrait croire que les mésomorphes solliciteront de façon moins importante les différents groupes musculaires impliqués dans l'étude. Cet argument pourrait en partie s'appuyer sur le fait que le réflexe tonique vibratoire agirait sur les muscles du membre supérieur lors d'une transmission plus importante de la vibration à ce segment. Effectivement, ce réflexe est enclenché par la présence de vibrations qui implique une sollicitation musculaire plus élevée que pour la même tâche sans vibration (Radwin et al., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). Selon ces auteurs, l'activité myoélectrique provoquée par le RTV s'ajouterait donc à un %CVM requis pour effectuer la tâche. D'un autre point de vue, en se contractant pour éviter la déviation ulnaire et radiale, les déviateurs du poignet sont plus rigides. Ainsi, l'impédance augmente et la transmission de la vibration est plus importante. Le réflexe tonique vibratoire pourrait encore être enclenché par la vibration des tendons d'un muscle en contraction (Eklund et Hagbarth, 1966).

Les résultats présentés par la figure 3.22 montrent une différence significative entre les sujets ectomorphes et mésomorphes au niveau du recrutement musculaire du deltoïde antérieur. Effectivement, les valeurs les plus élevées sont associées au somatotype ectomorphe, et ce, pour les deux déviations du poignet démontrées (neutre et ulnaire). C'est donc dire que la transmission de la vibration se fait de façon plus importante pour les ectomorphes puisque les répercussions musculaires se font sentir jusqu'à l'articulation de l'épaule. Toutefois, il faut observer que les %CVMmoy les plus élevés sont lors de la déviation ulnaire du poignet. Il faudrait donc croire que lors d'une déviation du poignet, l'entassement des os de cette articulation augmente la rigidité de ce segment, et du même coup, la transmission de la vibration (Dong et al., 2005; Xu et al., 2009). En effet, la rigidité de l'articulation pourrait provoquer une diminution de l'absorption de la vibration par un système d'amortissement pouvant être représenté par les os et les tissus composant le poignet (Fritz, 1991). De plus, afin de maintenir la déviation ulnaire, les muscles responsables de cette action sont plus rigides et l'impédance est plus importante (Griffin, 1990). La transmission de la vibration serait alors plus élevée. La contribution de ce groupe musculaire à l'absorption de la vibration serait moins grande.

Les valeurs présentées par la figure 3.23 montrent qu'il y a une différence significative entre les sujets ectomorphes et mésomorphes au niveau de la sollicitation musculaire du triceps brachial. En effet, les sujets ectomorphes sont associés à des résultats significativement plus élevés que pour les mésomorphes. Les %CVMmoy les plus élevés ont d'ailleurs été observés lors de la déviation ulnaire du poignet. Puisque la force produite par le pot vibrant dans une telle posture cause une flexion du coude (figure 3.6), le triceps brachial serait sollicité de façon plus importante. C'est d'ailleurs ce que les valeurs de 3,45 %CVM (ectomorphe) et 1,87 %CVM (mésomorphe) suggèrent comparativement à la déviation neutre (2,16 %CVM et 1,10 %CVM, dans le même ordre respectif). Les %CVMmoy obtenus pour les sujets ectomorphes montrent encore une fois que l'activation musculaire était plus importante pour ces sujets. Il serait donc envisageable de penser que la vibration a plus d'impact sur ce somatotype en impliquant un réflexe tonique vibratoire plus important et en ne permettant pas d'absorber les vibrations au niveau de l'avant-bras. La composition corporelle pourrait en être la cause, comme expliquée précédemment (Burström, 1994).

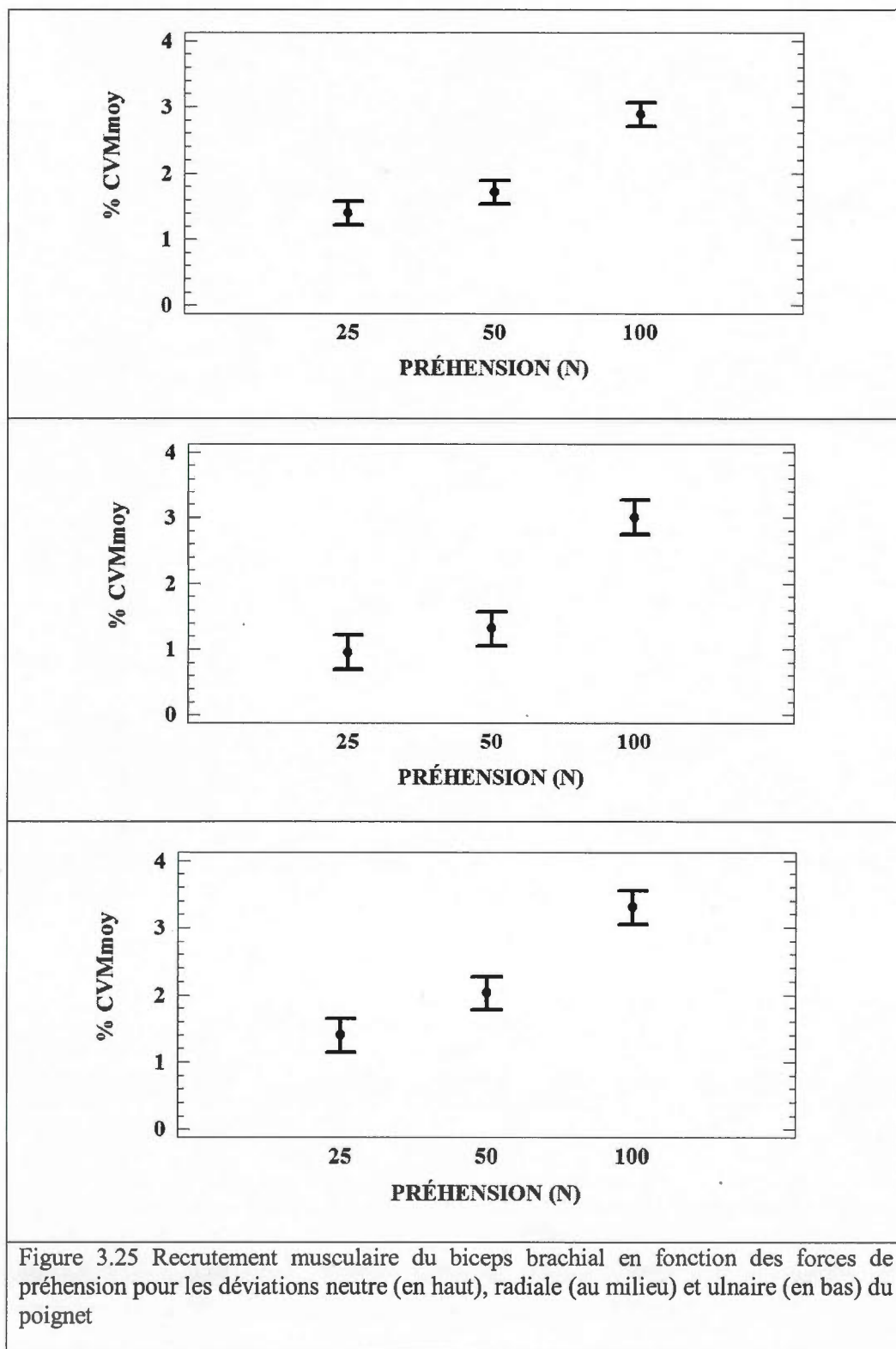
Le mouvement exécuté ainsi que la position du poignet qui a été observé durant les conditions expérimentales permettent d'expliquer en partie les résultats obtenus pour l'extenseur commun des doigts (figure 3.24). En effet, lorsque les doigts serraient la poignée du pot vibrant, une légère extension du poignet pouvait être observée principalement chez les ectomorphes puisque celle-ci facilite la flexion des doigts. Il est possible de croire que l'exécution de la tâche demandait la contribution de cette extension puisque la force de préhension des ectomorphes était moins grande que celle des mésomorphes. D'ailleurs, ce principe semble se présenter de façon plus importante pour la déviation neutre du poignet puisque les ectomorphes atteignent 14,78 %CVM pour cette déviation tandis que la déviation radiale se chiffre à 11,63 %CVM. Il faut noter que la contribution d'autres muscles peut avoir fait diminuer l'implication de l'extenseur commun des doigts lors de la déviation radiale. Finalement, la sollicitation musculaire pour le groupe des mésomorphes est moins grande que pour les ectomorphes. Cette différence significative entre les deux groupes peut être associée aux raisons expliquées auparavant dans cette section.

3.4.2 Forces de préhension

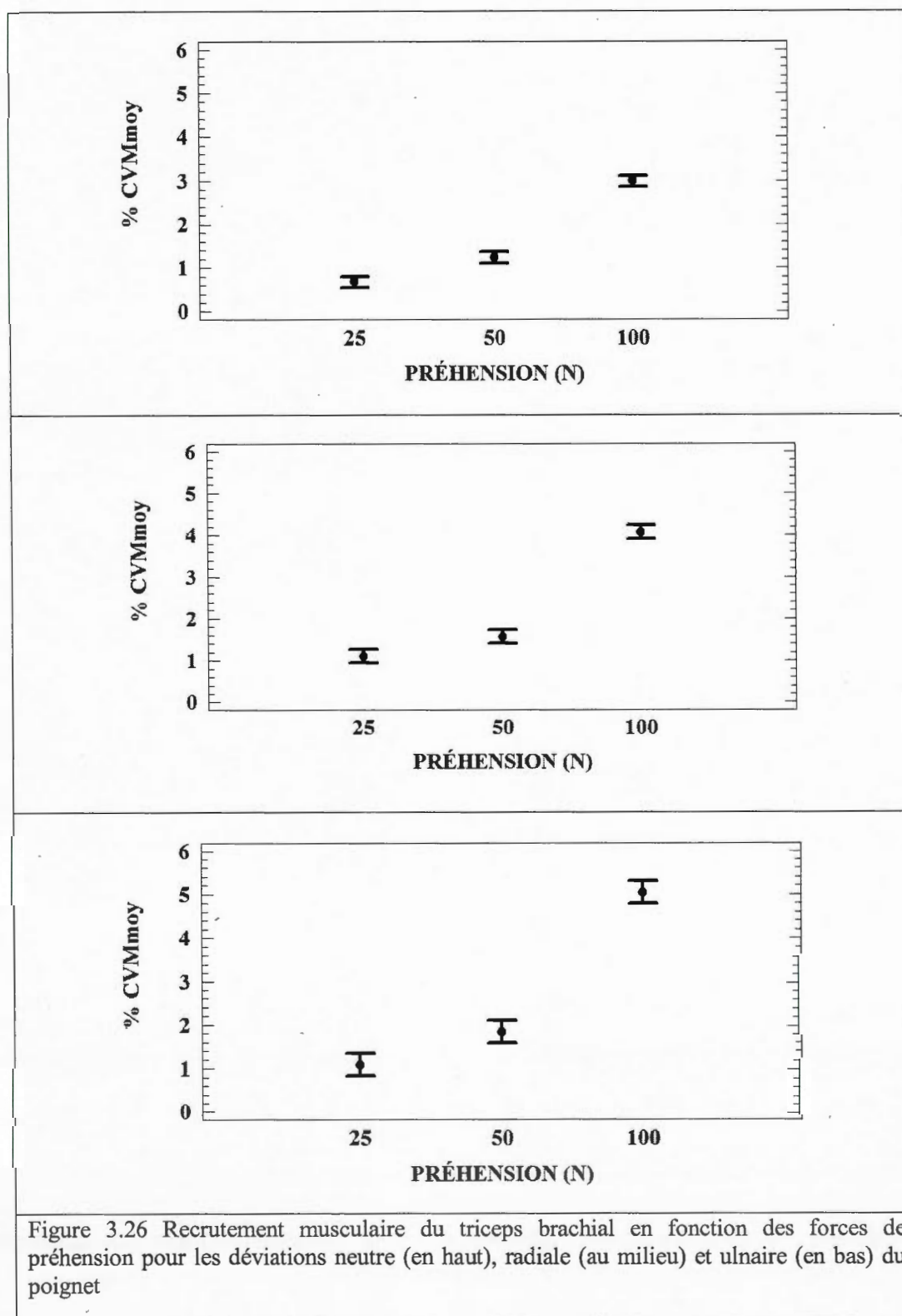
3.4.2.1 Résultats

La section suivante présente les différents résultats significatifs obtenus pour les effets des forces de préhension. Ainsi, tous les muscles, sauf le trapèze supérieur, sont impliqués lors de la présentation de l'effet des trois forces de préhension (25 N, 50 N et 100 N). Effectivement, le trapèze supérieur est le seul muscle qui ne suscite aucune différence significative entre les conditions pour les trois déviations du poignet. Comme pour la section sur les somatotypes et les suivantes, les résultats mentionnés sont sous la forme de %CVM_{moy} puisqu'ils sont basés sur une moyenne des %CVM recueillis.

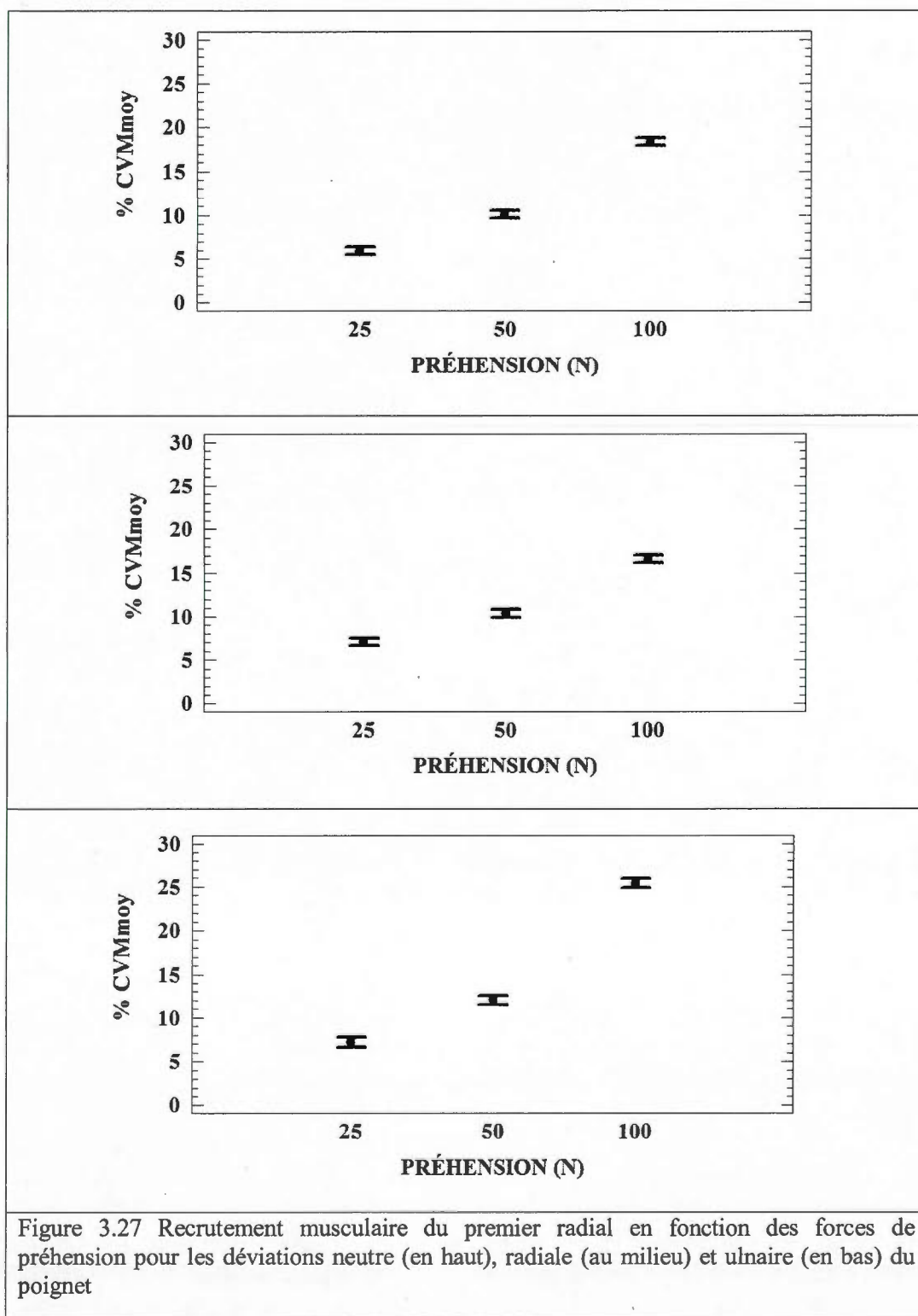
Pour le biceps brachial, les valeurs les plus élevées sont retrouvées au niveau des forces de préhension de 100 N. Dans l'ordre, les trois déviations (neutre, radiale et ulnaire) du poignet sont associées à des %CVM_{moy} qui augmentent en fonction des forces de préhension. En effet, les résultats reliés à la déviation neutre (dans le haut de la figure 3.25) présentés dans l'ordre respectif de 25 N, 50 N et 100 N sont 1,39 %CVM, 1,71 %CVM et 2,89 %CVM. Ensuite, les valeurs montrées au milieu de la figure sont celles de la déviation radiale. Cette fois-ci, les résultats sont de l'ordre de 0,96 %CVM, 1,31 %CVM et 3,01 %CVM. Pour finir, les résultats pour la déviation ulnaire du poignet sont 1,39 %CVM, 2,03 %CVM et 3,30 %CVM.



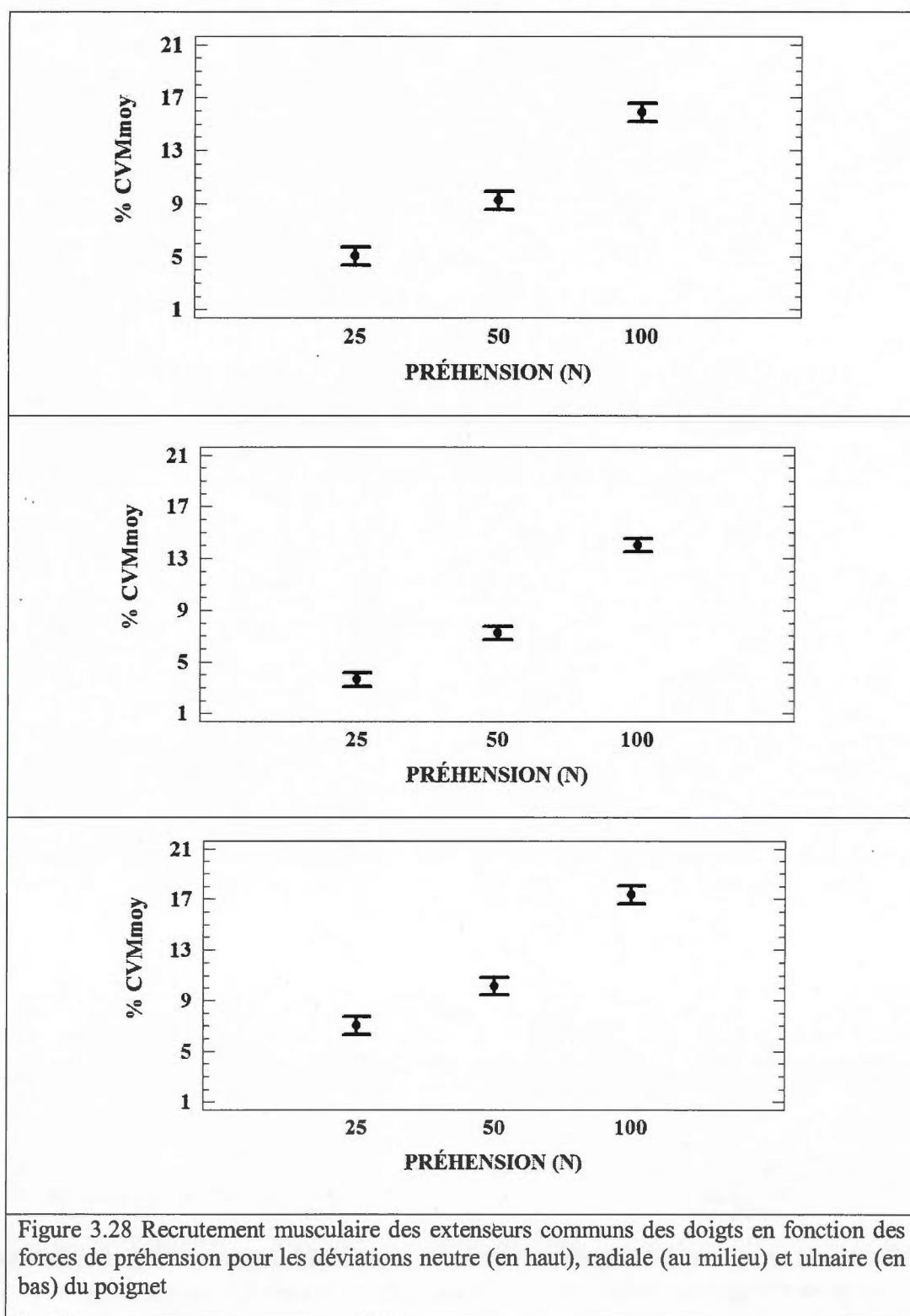
Le recrutement musculaire du triceps brachial en fonction des forces de préhension est présenté par la figure 3.26. Comme pour le muscle précédent, les valeurs de %CVMmoy augmentent avec les forces de préhension passant de 25 N à 50 N et finissant à 100 N. Les valeurs présentées pour la déviation neutre (en haut) sont 0,67 %CVM, 1,24 %CVM et 2,98%CVM. Ensuite, les résultats pour la déviation radiale du poignet sont tous plus élevés que leur résultat comparatif lors de la déviation neutre. En effet, les valeurs atteintes sont 1,10 %CVM, 1,56 %CVM et 4,07 %CVM. Finalement, la déviation ulnaire du poignet est associée à des %CVMmoy du triceps brachial de 1,09 %CVM, 1,84 %CVM et 5,04 %CVM toujours selon l'ordre respectif de 25 N, 50 N et 100 N.



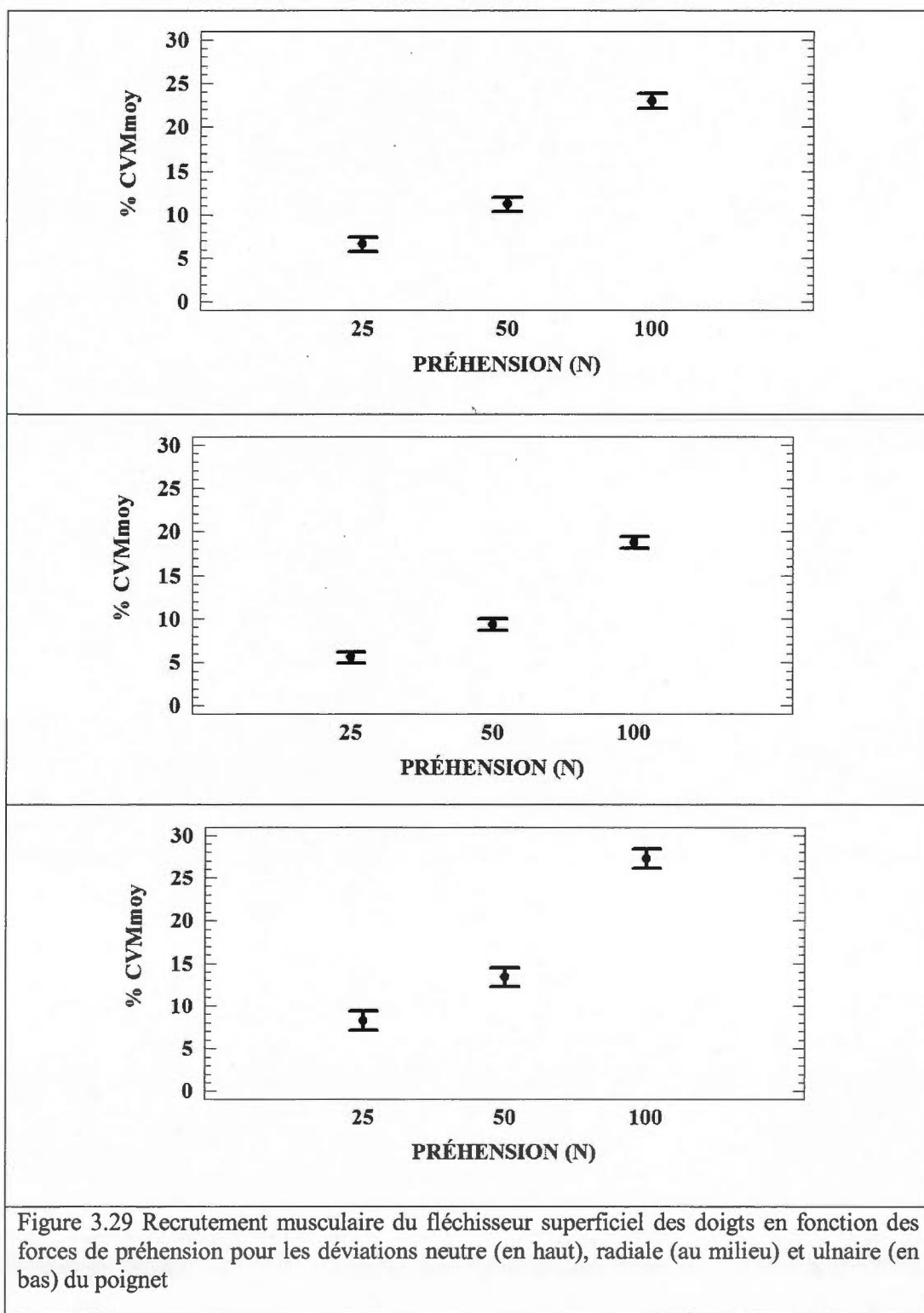
L'évolution des valeurs du premier radiale (figure 3.27) concorde toujours avec l'augmentation des forces de préhension. En effet, il faut noter des valeurs de 5,88 %CVM, 10,11 %CVM et 18,34 %CVM pour la déviation neutre (en haut) tandis qu'elles sont plutôt 7,03 %CVM, 10,36 %CVM et 16,60 pour la déviation radiale (au milieu) du poignet. Enfin, la déviation ulnaire du poignet (en bas) produit des résultats de 7,21 %CVM, 12,06 %CVM et 25,40 %CVM.



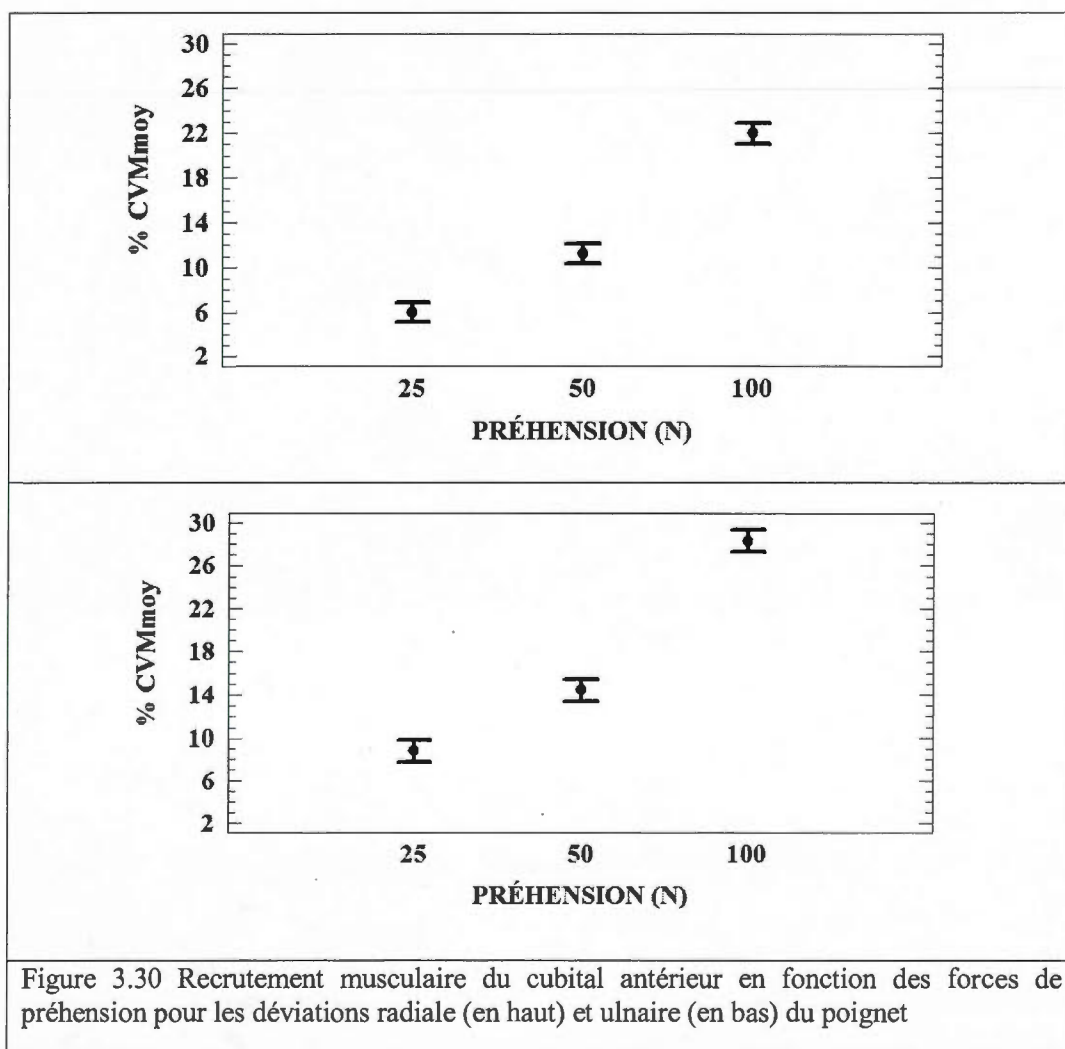
Les valeurs obtenues pour l'extenseur commun des doigts sont présentées par la figure 3.28 pour les trois déviations du poignet. Toujours selon le même ordre respectif des forces de préhension, les résultats pour la déviation neutre sont 5,05 %CVM, 9,23 %CVM et 15,90 %CVM. Pour ce qui est de la déviation radiale (au milieu), les %CVMmoy obtenus sont 3,61 %CVM, 7,19 %CVM et 14,00 %CVM. En terminant, les valeurs présentées dans cette figure pour la déviation ulnaire sont 7,03 %CVM, 10,16 %CVM et 17,32 %CVM.



Les %CVM_{moy} calculés pour le fléchisseur superficiel des doigts sont montrés par la figure 3.29 pour les trois déviations du poignet. En commençant, les valeurs attribuées à la déviation neutre du poignet sont 6,59 %CVM, 11,18 %CVM et 22,96 %CVM selon l'ordre respectif (25 N, 50 N et 100 N). La sollicitation musculaire est toujours la plus élevée pour la force de préhension de 100 N. De plus, il est possible d'observer le fait que les valeurs sont plus faibles pour la déviation radiale (5,55 %CVM, 9,33 %CVM et 18,78 %CVM) que la déviation neutre pour des conditions comparables. D'ailleurs, cette tendance semble se répéter pour les quatre muscles de l'avant-bras. Toutefois, les %CVM_{moy} les plus élevés se retrouvent lors de la déviation ulnaire (8,27 %CVM, 13,40 %CVM et 27,27 %CVM).



Le cubital antérieur (fléchisseur ulnaire du carpe) est associé à des résultats suivant la logique des huit muscles le précédant soit en étant plus sollicité lors des forces de préhension de 100 N. Par contre, la déviation neutre ne fait pas partie des résultats significatifs soulevés pour des effets principaux. Ainsi, la partie supérieure de la figure 3.30 montre les résultats de la déviation radiale du poignet de 6,00 %CVM, 11,26 %CVM et 21,98 %CVM. Finalement, la partie inférieure présente plutôt les résultats pour la déviation ulnaire du poignet de 8,81 %CVM, 14,42 %CVM et 28,30 %CVM.



3.4.2.2 Discussion

Tout d'abord, il est important de mentionner que certains muscles permettront de mieux observer une implication possible du réflexe tonique vibratoire. En effet, parmi les muscles présentés par les figures 3.25 à 3.30, quatre d'entre eux (fléchisseur superficiel des doigts, cubital antérieur, extenseur commun des doigts et premier radial) participent au développement de la force de préhension tandis que les deux autres ne sont pas impliqués (biceps et triceps brachial).

Comme mentionné au niveau de l'analyse des accélérations, les vibrations sont transmises de façon plus importante vers le système main-bras lorsque la force de préhension augmente (Lundborg, 1994). En effet, en écrasant les tissus de la main, la transmission semblerait plus importante dû en partie à la rigidité du segment (Radwin et al., 1987). D'ailleurs, Eklund et Hagbarth (1966) suggèrent aussi que la rigidité musculaire lors de la contraction isométrique amplifierait la transmission de la vibration. L'augmentation de la force de préhension devrait donc faire en sorte d'augmenter la transmission et cela pourrait être dû à la présence du réflexe tonique vibratoire (Radwin et al., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). De Gail et Lance (1966) mentionnent aussi que l'exposition aux vibrations pourrait augmenter l'activité musculaire par la création du réflexe tonique vibratoire. D'ailleurs, celui-ci pourrait être à l'origine de lésions au niveau des tissus mous de la main par l'entremise de perturbations au niveau du contrôle moteur (Park, 1993). Effectivement, selon Lundström et Johansson (1986), la présence de vibrations dans la main et l'implication du réflexe tonique vibratoire dans l'activité musculaire peuvent causer une mauvaise interprétation des signaux provenant des mécanorécepteurs de la main (corpuscules de Pacini, Meissner et les disques de Merkel). Cette mauvaise interprétation pourrait être causée par une diminution de la fréquence des potentiels d'action ainsi qu'une hyperpolarisation des terminaisons nerveuses (Loewenstein et Cohen, 1959; Sokolove et Cook, 1971).

La force de préhension semble donc causer une augmentation de la sollicitation musculaire du membre supérieur lorsque la main est exposée à une source vibrante. En effet, quelques études mentionnent que la force de préhension de 14 sujets aurait augmenté lorsque ces

derniers étaient soumis à la présence de vibrations de 40 Hz de fréquences au niveau de la main (Radwin et al., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). Cette force de préhension aurait augmenté de 25 % par rapport aux conditions sans vibration. En ce qui concerne cette étude, l'implication du réflexe tonique vibratoire est plus difficile à estimer puisque la force de préhension exercée sur la poignée a été contrôlée pour toutes les conditions expérimentales. En effet, les sujets devaient se guider avec l'indicateur de la force de préhension afin d'ajuster la contraction musculaire et ainsi appliquer la bonne force sur la poignée. De ce fait, il faudrait considérer que malgré que le réflexe a pu être déclenché et la sollicitation musculaire amplifiée, la poignée n'était pas serrée de façon plus importante grâce à cette information visuelle constante.

L'effet de la force de préhension serait identifiable sur les muscles comme le biceps brachial (figure 3.25) et le triceps brachial (figure 3.26) puisque ceux-ci ne sont pas impliqués dans la tenue de la poignée vibrante (préhension). Donc, une augmentation de cette force ne devrait pas impliquer une sollicitation musculaire accrue de ces deux muscles sauf si la transmission de la vibration est accentuée vers l'articulation du coude. Pour ce qui est de leur sollicitation musculaire, la force de préhension semble aussi provoquer une hausse des %CVMmoy obtenus. En effet, comme il s'agit de deux muscles antagonistes, leur co-contraction simultanée pourrait entraîner des %CVMmoy plus élevés et dépendre de la présence du réflexe tonique vibratoire. En serrant la poignée de façon plus importante (100 N), la vibration est plus facilement acheminée à leurs tendons et le réflexe peut être déclenché. La sollicitation de ces deux muscles s'en voit amplifiée. D'ailleurs, Eklund et Hagbarth (1966) s'entendent pour dire que lorsqu'un muscle est activé, la vibration de ses tendons augmenterait sa sollicitation.

De plus, la déviation ulnaire du poignet est la plus exigeante pour le triceps brachial puisqu'elle est associée aux %CVMmoy les plus élevées. Le tout pourrait s'expliquer à l'aide de la figure 3.5 qui met en évidence la direction de la résultante des accélérations au poignet. Il faut donc voir que lors d'une déviation ulnaire du poignet, la vibration cause une flexion et extension du coude et des étirements répétés de ce muscle. Le triceps brachial, étant extenseur du coude, est donc sollicité plus fortement pour ces conditions. Les valeurs

soulevées par la figure 3.26 sont effectivement de 5,04 %CVM pour la condition à 100 N et en déviation ulnaire pour le triceps brachial tandis qu'elle est de 3,30 %CVM pour le biceps brachial (figure 3.25). D'ailleurs, l'effet est aussi présent pour une force de 50 N avec un %CVMmoy obtenu de 3,01 %CVM pour le biceps brachial et 4,07 %CVM pour le triceps brachial. De plus, une rigidité plus importante au niveau du poignet dévié implique une transmission de vibrations plus importante vers le membre supérieur. L'effet sur ce muscle peut donc être perçu par une augmentation de sa sollicitation.

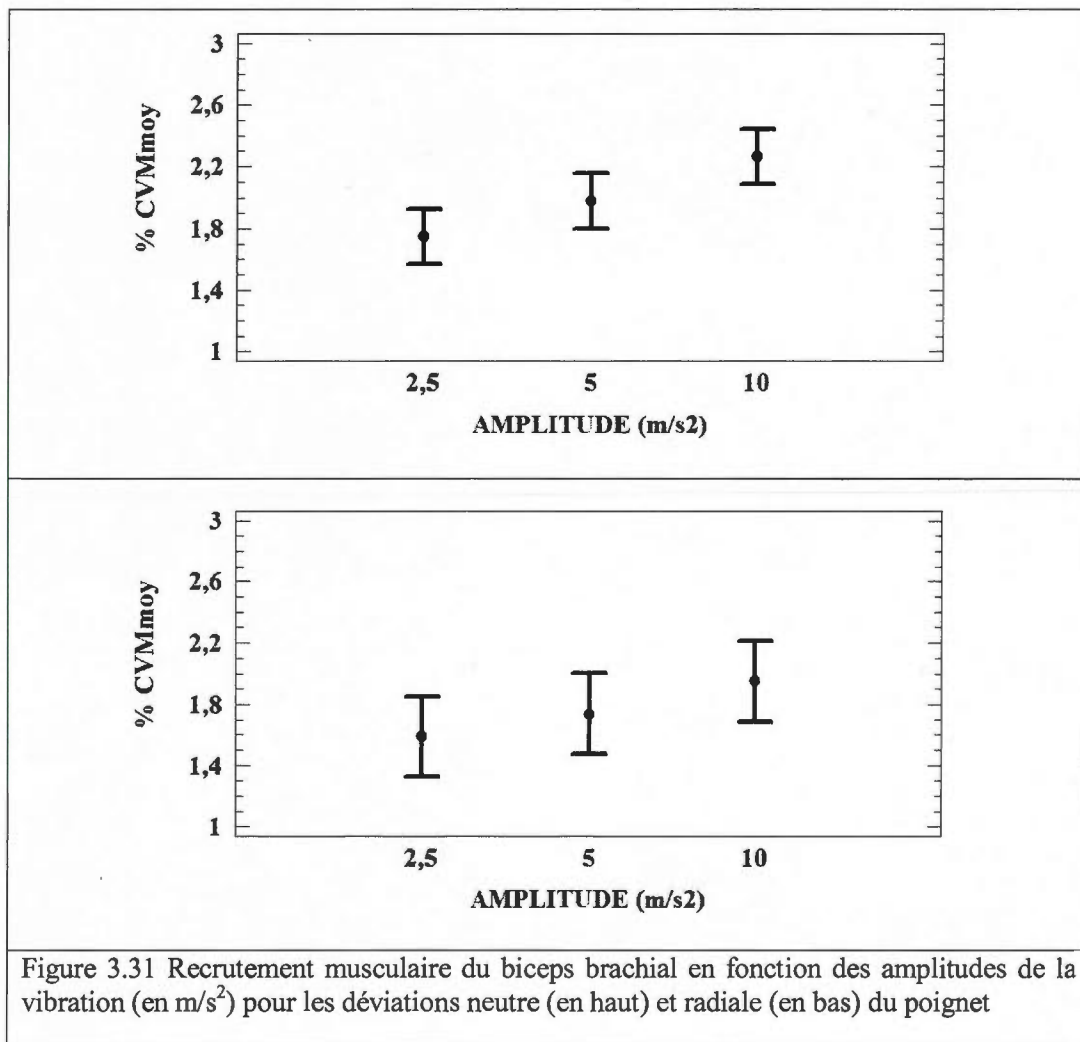
Finalement, certains muscles se démarquent par leur implication dans une déviation du poignet ou dans l'autre. Toutefois, le premier radial a démontré une sollicitation musculaire plus importante lors d'une déviation ulnaire que radiale. Ce muscle serait plus sollicité dans une position qui implique un étirement de ses fibres musculaires et donc de la tension exercée sur ses composantes. En effet, les %CVMmoy soulevés par la figure 3.27 soulignent que la déviation ulnaire a impliqué un plus grand recrutement musculaire (25,40 %CVM pour une force de préhension de 100 N comparativement à 16,60 %CVM pour la déviation radiale du poignet). Le cubital antérieur présente des résultats défiant la logique des résultantes des accélérations. En effet, l'accélération résultante cause une déviation ulnaire du poignet et ce muscle est responsable de cette fonction. C'est donc dire que sa sollicitation musculaire devrait être moins élevée que lorsqu'il doit lutter contre une déviation radiale. Toutefois, les valeurs les plus élevées présentées par la figure 3.30 se retrouvent lors de la déviation ulnaire (28,30 %CVM pour la déviation ulnaire par rapport à 21,98 %CVM pour la déviation radiale). La déviation ulnaire du poignet semble avoir été plus difficile à atteindre que la déviation radiale et il se peut que les sujets aient eu à produire une contraction musculaire plus importante pour la maintenir. De plus, le mouvement d'oscillation pourrait faire en sorte que ce muscle devait aussi combattre une phase d'étirement vers la déviation radiale du poignet. Donc, puisqu'il est raccourci en déviation ulnaire, son potentiel de contraction est plus faible et il doit alors recruter plus de fibres musculaires pour effectuer la même tâche. Pour ce qui est du fléchisseur superficiel des doigts, la figure 3.29 exprime le fait qu'en déviation ulnaire, la sollicitation musculaire est la plus importante. Lors d'une telle déviation, le ligament annulaire du carpe tenant en place les tendons dans le canal carpien pourrait contribuer à une friction plus importante de ces tendons. Une augmentation de l'EMG

pourrait découler de ce frottement pour le fléchisseur superficiel des doigts. En résumé, lorsque la force de préhension augmente et que le poignet est en déviation, il y a accroissement de la rigidité de cette articulation et une augmentation de la transmission de la vibration vers le membre supérieur. Il pourrait donc y avoir une sollicitation accrue des muscles responsables ou non de la force de préhension.

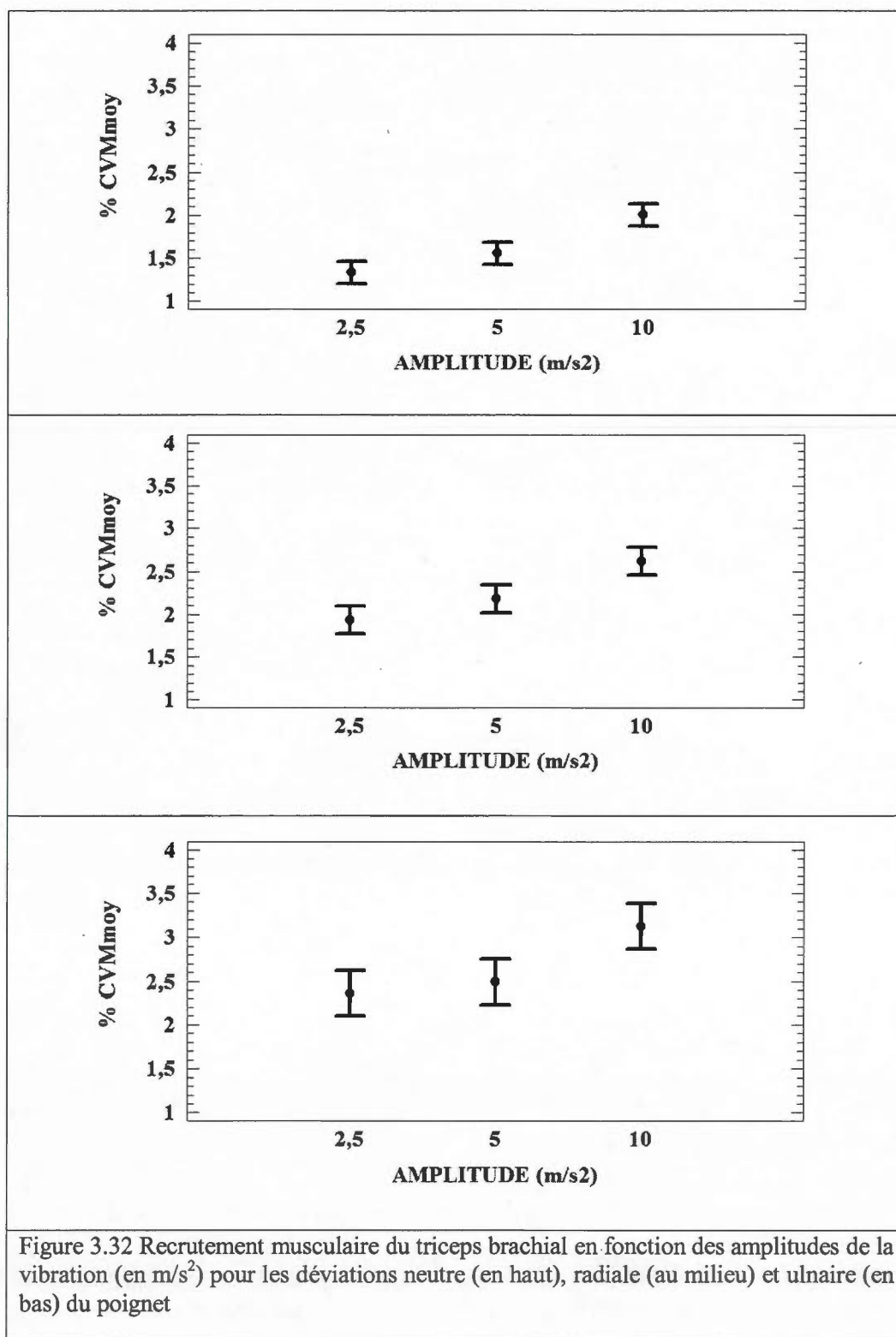
3.4.3 Amplitudes de la vibration

3.4.3.1 Résultats

Dans la section suivante, les effets principaux de la variable des amplitudes de la vibration sont présentés. Il est à noter que les différences significatives soulevées se situent principalement au niveau des muscles du bras puisque le seul muscle de l'avant-bras présenté dans les figures suivantes est le fléchisseur superficiel des doigts. Les résultats de cette section sont présentés selon l'ordre respectif des amplitudes de la vibration de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2 . La figure 3.31 montre les résultats obtenus pour le biceps brachial lors de conditions où la déviation du poignet est neutre ou radiale. En effet, la partie supérieure de la figure implique la déviation neutre du poignet et les valeurs observées sont 1,75 %CVM, 1,98 %CVM et 2,26 %CVM. Pour la déviation radiale (partie inférieure de la figure), les résultats sont plutôt 1,59 %CVM, 1,74 %CVM et 1,95 %CVM.



Les différentes amplitudes de la vibration permettent d'observer des différences significatives au niveau de la sollicitation musculaire du triceps brachial. En effet, les trois déviations du poignet ont été retenues lors de la présentation des résultats par la figure 3.32. Les résultats énumérés ci-contre sont classés selon l'ordre respectif des amplitudes de la vibration de $2,5 \text{ m/s}^2$, 5 m/s^2 et 10 m/s^2 . D'ailleurs, il faut noter que les valeurs les plus élevées se trouvent lors de la déviation ulnaire (partie inférieure de la figure) du poignet (2,36 %CVM, 2,49 %CVM et 3,13 %CVM) comparativement aux résultats associés à la déviation radiale (au milieu de la figure) (1,93 %CVM, 2,18 %CVM et 2,62 %CVM). Finalement, le recrutement musculaire le plus faible pour chaque amplitude respective se trouve au niveau de la déviation neutre (partie supérieure de la figure) du poignet (1,33 %CVM, 1,55 %CVM et 2,00 %CVM).



La figure 3.33 présente les résultats significatifs que proposent les différentes amplitudes de la vibration impliquant le fléchisseur superficiel des doigts. Les %CVMmoy obtenus pour les déviations du poignet montrent que les valeurs des conditions en déviation ulnaire sont plus élevées que celles reliées à la déviation neutre (partie supérieure de la figure). En effet, cette dernière est associée à 13,31 %CVM, 13,57 %CVM et 13,85 %CVM selon l'ordre des amplitudes de la vibration de 2,5 m/s², 5 m/s² et 10 m/s². Puis, les valeurs présentées pour la déviation ulnaire (partie inférieure de la figure) sont 15,63 %CVM, 16,02 %CVM ainsi que 17,30 %CVM.

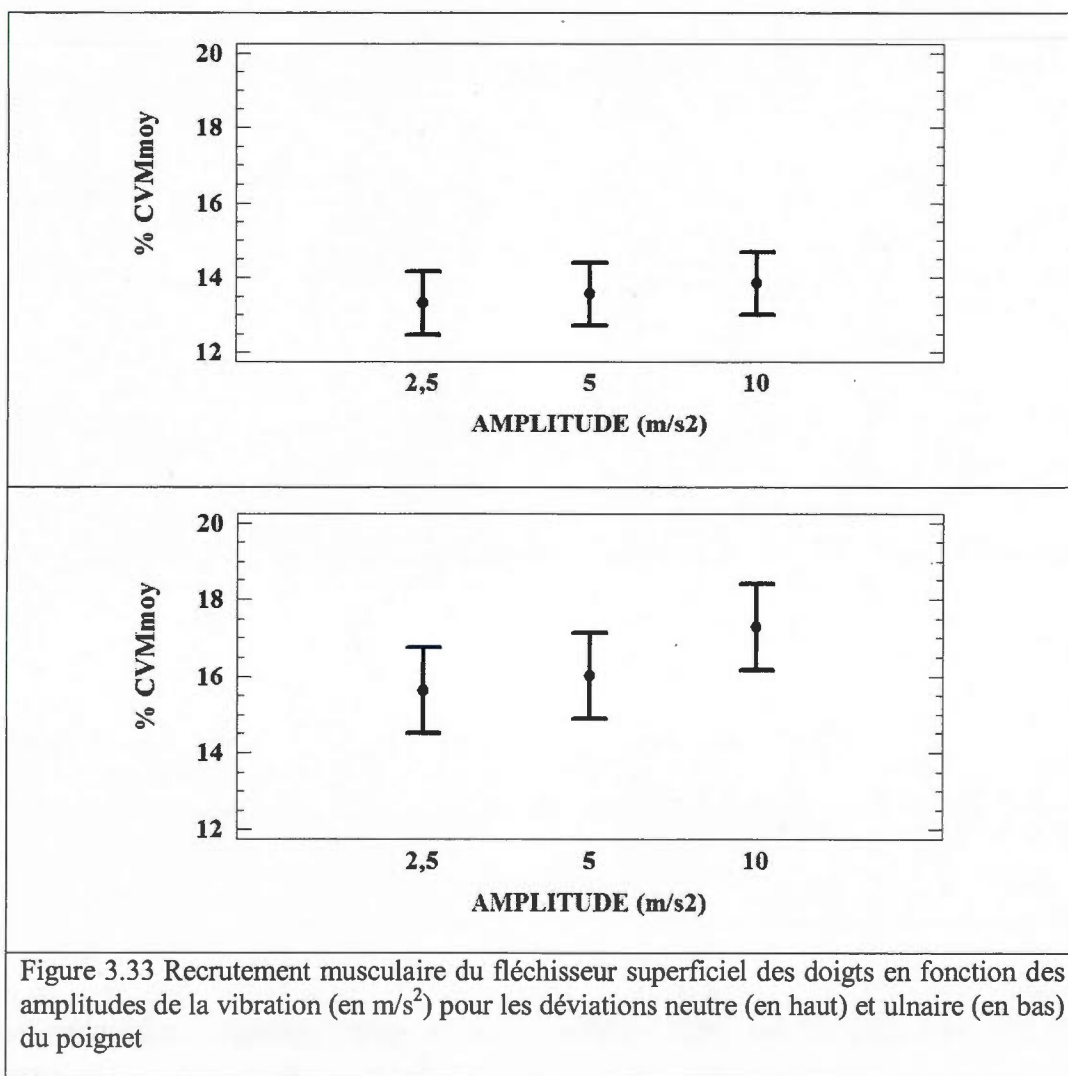


Figure 3.33 Recrutement musculaire du fléchisseur superficiel des doigts en fonction des amplitudes de la vibration (en m/s²) pour les déviations neutre (en haut) et ulnaire (en bas) du poignet

3.4.3.2 Discussion

Selon les résultats présentés dans la section précédente, il faut noter que l'amplitude de la vibration semble influencer la sollicitation musculaire. Effectivement, l'amplitude de 10 m/s^2 est associée aux plus hauts %CVMmoy pour les muscles présentés dans cette section. En effet, après avoir analysé les valeurs obtenues pour les trois déviations, il faudrait croire que l'augmentation de la transmission de la vibration serait provoqué par une amplitude croissante générée par le pot vibrant (Marcotte et al., 2005; Burström, 1990 et 1999; Adewusi et al., 2010). Cette transmission de la vibration pourrait partiellement expliquer une sollicitation musculaire accrue. D'ailleurs, la rigidité du poignet en déviation ulnaire pourrait contribuer à accentuer le transfert des vibrations et du même coup le recrutement musculaire. Puis, l'influence de l'amplitude de la vibration sur le recrutement musculaire pourrait en partie être expliquée par la diminution de la sensibilité tactile de la main. En effet, comme mentionné dans la section sur la transmission de la vibration, cette dernière se fera de façon plus efficace puisqu'en influençant la sensibilité tactile, le système main-bras deviendra plus rigide.

Comme le montre la figure 3.33, le fléchisseur superficiel des doigts est recruté de façon significativement plus importante pour l'amplitude de la vibration de 10 m/s^2 comparativement aux amplitudes de $2,5 \text{ m/s}^2$ et 5 m/s^2 . Par contre, les valeurs plus élevées pour la déviation ulnaire pourraient s'expliquer par le fait que les sujets étaient moins à l'aise à garder la position du poignet. De plus, lors d'une telle déviation, le ligament annulaire du carpe tenant en place les tendons dans le canal carpien pourrait contribuer à une friction plus importante de ces tendons. Une augmentation de l'EMG pourrait découler de ce frottement pour le fléchisseur superficiel des doigts.

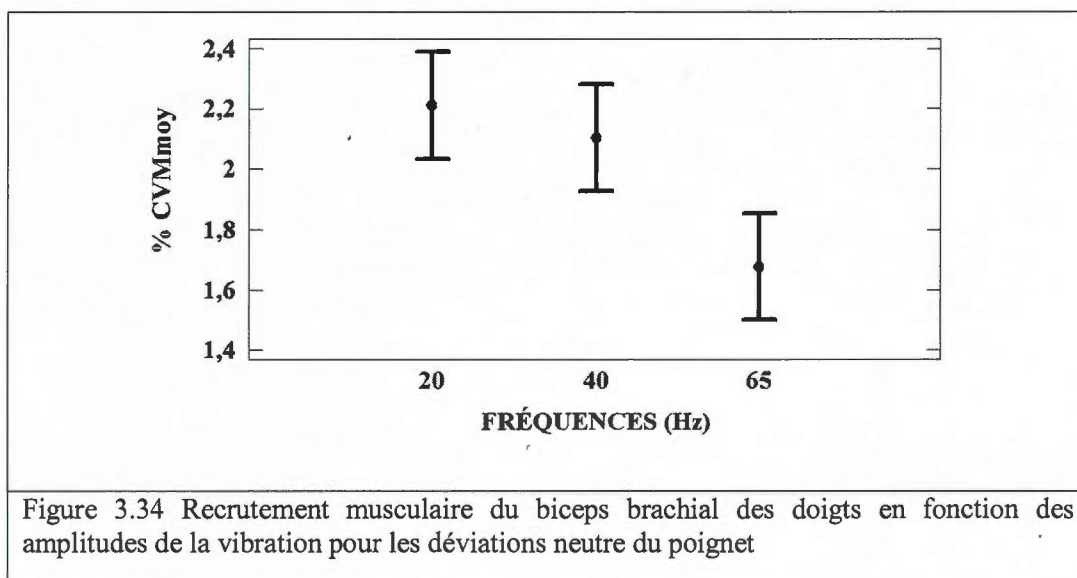
L'effet de l'amplitude de la vibration sur la sollicitation musculaire se fait sentir pour le biceps brachial (figure 3.31) et le triceps brachial (figure 3.32). En effet, la valeur la plus élevée se retrouve dans tous les cas lors d'une amplitude de 10 m/s^2 . Comme mentionné à la section sur la force de préhension, une augmentation de la transmission peut entraîner une présence accrue du réflexe tonique vibratoire et du même coup une co-contraction de certains

muscles antagonistes (biceps brachial/triceps brachial). D'ailleurs, il faut voir que dans les figures présentées ci-dessus, la déviation ulnaire représente les %CVMmoy les plus élevés lorsqu'elle est présentée comme significative. Pour les mêmes raisons de transmission accrue, il faut considérer que les muscles ressentiront les effets de la vibration de façon plus importante lors de cette déviation. En effet, des mouvements plus importants seront perçus au niveau de l'articulation du coude. Finalement, comme le mentionne Armstrong (1987), la vibration produirait un effet sur le système nerveux qui inclut une activité musculaire accrue. Il faut toutefois ajouter qu'en augmentant l'amplitude de la vibration, la transmission de celle-ci est plus efficace et les effets sur la perception tactile et le recrutement musculaire sont aussi des facteurs importants à considérer.

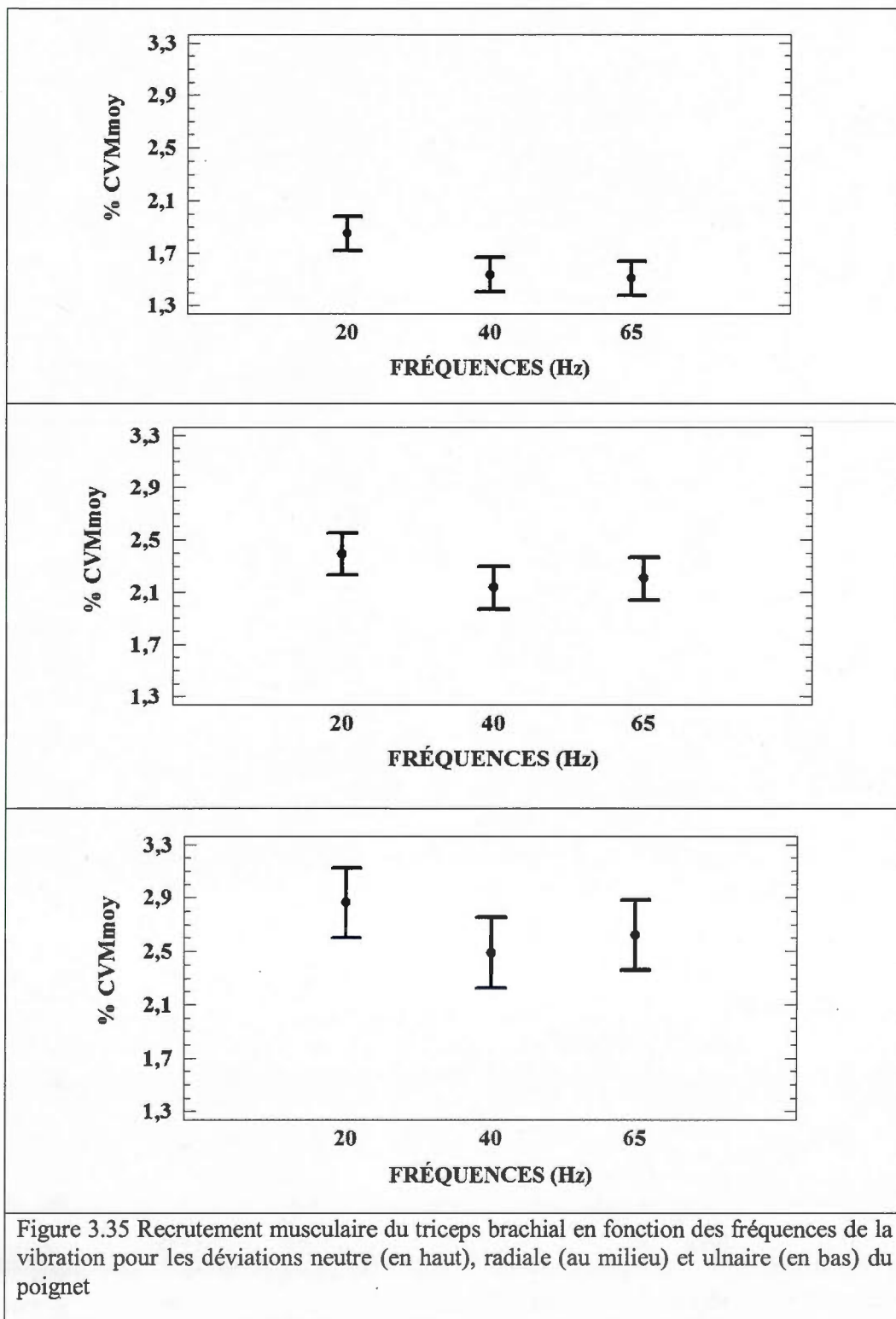
3.4.4 Fréquences de la vibration

3.4.4.1 Résultats

La dernière section faisant partie des effets principaux proposent les résultats significatifs obtenus en fonction des diverses fréquences de la vibration (20 Hz, 40 Hz et 65 Hz). D'ailleurs, dans cet ordre, les %CVMmoy présentés par la figure 3.34 pour le biceps brachial lors de la déviation neutre du poignet sont 2,21 %CVM, 2,10 %CVM et 1,68 %CVM. Donc, aucune autre déviation n'a été retenue pour des différences significatives attribuées à ce muscle.



La figure 3.35 permet d'observer les différences significatives présentes en ce qui concerne le triceps brachial pour les différentes fréquences de la vibration. Pour les trois déviations du poignet présentées par cette figure, les %CVMmoy les plus élevés se retrouvent à une fréquence de 20 Hz. Par ailleurs, la présentation des résultats se fait selon l'ordre croissant des fréquences (20 Hz, 40 Hz et 65 Hz). Donc, la déviation neutre (partie supérieure de la figure) du poignet est associée à des %CVMmoy de 1,85 %CVM, 1,53 %CVM et 1,51 %CVM. Ensuite, les résultats obtenus pour la déviation radiale (au milieu de la figure) sont 2,39 %CVM, 2,13 %CVM et 2,21 %CVM. En terminant, les valeurs recueillies pour la déviation ulnaire (partie inférieure de la figure) sont 2,87 %CVM, 2,49 %CVM et 2,62 %CVM.



3.4.4.2 Discussion

Le recrutement musculaire du membre supérieur soumis à une source vibrante dépend de plusieurs facteurs. La rigidité musculaire et articulaire ainsi que la présence du réflexe tonique vibratoire ont un rôle à jouer dans la transmission de la vibration ainsi que sur la sollicitation musculaire des neuf différents muscles étudiés lors de cette expérimentation. Toutefois, il faut noter que seulement le biceps brachial (figure 3.34) et le triceps brachial (figure 3.35) ont présenté des résultats significatifs des suites de l'analyse ANOVA. Comme dans le cas de l'analyse des accélérations, les résultats présentés sont influencés par la rigidité musculaire qui cause une augmentation de la transmission puisque l'absorption par la musculature est diminuée (Reynolds, 1972). Lors de l'analyse du recrutement musculaire, il faut tenir compte que puisque l'atténuation de la vibration ne se fait pas par la main car les fréquences de la vibration sont trop basses (Pyykko et al., 1976), la transmission sera plus grande vers le membre supérieur. De plus, une déviation dans un sens ou dans l'autre (radiale ou ulnaire) crée une rigidité articulaire accrue qui augmente aussi l'amplitude des accélérations transmises au système main-bras (Dong et al., 2005; Xu et al., 2009). Ensuite, Fritz (1991) et Griffin (1990) mentionnent que la rigidité d'une surface, comme lorsque les muscles se contractent pour éviter une déviation ulnaire ou radiale, implique une impédance plus importante du système main-bras qui cause une diminution de l'absorption de la vibration et une augmentation de la transmission de celle-ci. Finalement, il faut toujours garder en tête que suite à une transmission accrue, l'implication du réflexe tonique vibratoire peut s'accroître et solliciter de façon plus importante les divers muscles du membre supérieur. Par contre, quelques études mentionnent que la fréquence de la vibration impliquant la plus importante présence du RTV serait plutôt autour de 100 Hz (Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). C'est donc dire que plusieurs facteurs peuvent influencer l'EMG sans nécessairement que le réflexe soit impliqué pour des basses fréquences.

Il faut tenir compte des différentes fréquences de la vibration afin de cibler les conditions où le recrutement musculaire est le plus important. Kilhberg (1994) mentionne que les vibrations de basses fréquences (moins de 50 Hz) impliqueraient une plus grande contrainte musculaire

que les fréquences de plus de 100 Hz. Cette affirmation peut être reliée à l'étude de Reynolds et al. (1977) qui proposent que l'absorption de la vibration puisse être faite par les mains pour des vibrations de fréquences de plus de 100 Hz. Comme la plus importante transmission de la vibration semble se situer autour de 20 et 30 Hz selon Kim et al. (1985), il faudrait considérer que la sollicitation musculaire des deux muscles présentés par les figures précédentes serait la plus élevée pour des fréquences de 20 Hz. Toutefois, Dupuis et Jansen (1979) suggèrent que la sollicitation musculaire du biceps brachial se situerait entre des fréquences de 30 et 50 Hz. Il faut toutefois remarquer que la sollicitation musculaire du biceps brachial (figure 3.34) présente des différences significatives pour chacune des déviations, mais que l'écart entre 20 Hz et 40 Hz est plus faible que par rapport aux fréquences de 65 Hz. De plus, Donati (1992) confirme le fait que le biceps brachial soit le muscle du membre supérieur le plus réactif à la présence de vibrations. Donc, malgré que la tendance pour les deux muscles est que le recrutement soit le plus important à 20 Hz, la logique soulevée par Dupuis et Jansen (1979) tend aussi à s'afficher.

Il semble être normal d'observer que la fréquence de la vibration présentant les plus faibles %CVM_{moy} soit à 65 Hz. En effet, selon plusieurs auteurs, la fréquence de résonance du système main-bras se situerait entre 30 Hz et 50 Hz (Marcotte, 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995, Dong et al., 2005). Lorsque cette zone serait dépassée, la transmission de la vibration au membre supérieur serait moins élevée puisqu'il y aurait moins d'oscillations. C'est d'ailleurs ce qui est observé puisqu'autant pour la sollicitation musculaire que pour les accélérations perçues par les accéléromètres, les résultats sont plus faibles pour les conditions à 65 Hz. Encore une fois, la fréquence qui aurait pu représenter la plus grande transmission est celle à 40 Hz puisqu'elle s'approche de la fréquence de résonance du système main-bras (Marcotte, 2006). Toutefois, selon le même auteur, il faut aussi considérer l'accélération pondérée selon la fréquence qui suggère que la zone de 8 Hz à 16 Hz serait aussi à risque (figure 1.11). Les conditions à 20 Hz pourraient donc avoir impliquées une transmission plus importante de la vibration, une mauvaise perception de l'information sensorielle ainsi qu'une sollicitation accrue des muscles du membre supérieur.

Comme mentionné dans la section sur les forces de préhension, la vibration augmente le travail des muscles responsables de la préhension. En effet, pour une fréquence de 40 Hz, plusieurs études s'entendent pour dire qu'il y aurait une augmentation de la force de préhension moyenne de 25 % (Radwin et al., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). Par contre, aucun muscle de l'avant-bras n'a présenté de différences significatives au niveau du recrutement musculaire en lien avec la fréquence de la vibration.

3.4.5 Interactions doubles

La présente section traite des divers résultats significatifs obtenus au niveau des interactions entre variables indépendantes (fréquences et amplitudes de la vibration, somatotypes ainsi que forces de préhension). Les trois tableaux suivants présentent les valeurs obtenues lors de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les pourcentages moyens des contractions volontaires maximales des neuf muscles du membre supérieur. Il s'agit là des résultats présentés selon les quatre variables indépendantes et les trois différentes déviations du poignet qui sont : la déviation neutre (tableau 3.7), la déviation radiale (tableau 3.8) et la déviation ulnaire (tableau 3.9).

Tableau 3.7 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVM moy obtenue lors de la déviation neutre du poignet

	A - Somatotypes	B - Forces de préhension	C - Amplitudes de la vibration	D - Fréquences de la vibration	AB	AC	BC	AD	BD	CD
Trapèze supérieur	0,6702	0,7992	0,8056	0,3892	0,2542	0,6619	0,8119	0,1533	0,6896	0,1542
Delhoïde antérieur	<u>0,0415</u>	<u>0,0119</u>	<u>0,0278</u>	0,1029	0,3418	0,4546	0,8328	0,9548	<u>0,0477</u>	0,0521
Delhoïde postérieur	0,1383	<u>0,0006</u>	<u>0,0005</u>	0,4440	0,0603	0,9453	0,6577	0,6085	0,2836	0,4303
Biceps brachial	0,2262	<u>0</u>	<u>0,0004</u>	0,0166	0,0999	0,5264	<u>0,0166</u>	0,7426	0,3702	0,6100
Triceps brachial	<u>0,0198</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	0,0043	0,8984	0,5199	<u>0,0195</u>	0,5144	<u>0,0401</u>	0,0824
Premier radial	0,2342	<u>0</u>	0,2555	0,2646	0,4757	0,3266	0,3692	0,9471	0,3221	0,0910
Extenseurs communs des doigts	<u>0,0166</u>	<u>0</u>	0,1451	0,1605	0,6826	0,7344	0,1415	0,1080	0,9611	0,5897
Fléchisseur superficiel des doigts	0,7237	<u>0</u>	<u>0,0363</u>	0,9442	<u>0,0034</u>	0,5267	0,2026	0,6162	<u>0,0325</u>	0,2241
Cubital antérieur	0,6686	<u>0</u>	0,4999	0,5627	<u>0,0401</u>	0,6363	0,1640	0,5420	0,0885	0,4684

*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras et soulignés

Tableau 3.8 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVMmoy obtenue lors de la déviation radiale du poignet

	A - Somatotypes	B - Forces de préhension	C - Amplitudes de la vibration	D - Fréquences de la vibration	AB	AC	BC	AD	BD	CD
Trapèze supérieur	0,9250	0,4986	0,5006	0,4177	0,3694	0,7261	0,7952	0,4102	0,7908	0,4904
Delhoïde antérieur	0,0701	0,2268	0,0019	0,1743	0,1515	0,0331	0,4954	0,8289	0,6522	0,2073
Delhoïde postérieur	0,1641	0	0,3960	0,1472	0,4140	0,9933	0,2261	0,8189	0,0173	0,0412
Biceps brachial	0,0802	0	0,0011	0,0957	0,6054	0,2695	0,2091	0,0541	0,1539	0,3084
Triceps brachial	0,0080	0	0	0,0422	0,9731	0,4005	0,0845	0,3017	0,7326	0,0008
Premier radial	0,6874	0	0,4632	0,4561	0,4180	0,7440	0,5502	0,9998	0,3542	0,4802
Extenseurs communs des doigts	0,0154	0	0,1538	0,8774	0,7229	0,4974	0,1178	0,8949	0,3155	0,0362
Fléchisseur superficiel des doigts	0,2093	0	0,1355	0,0836	0,0027	0,3988	0,9489	0,5783	0,0041	0,3315
Cubital antérieur	0,4859	0	0,3573	0,2631	0,0297	0,8845	0,9672	0,2177	0,2020	0,8384

*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras et soulignés

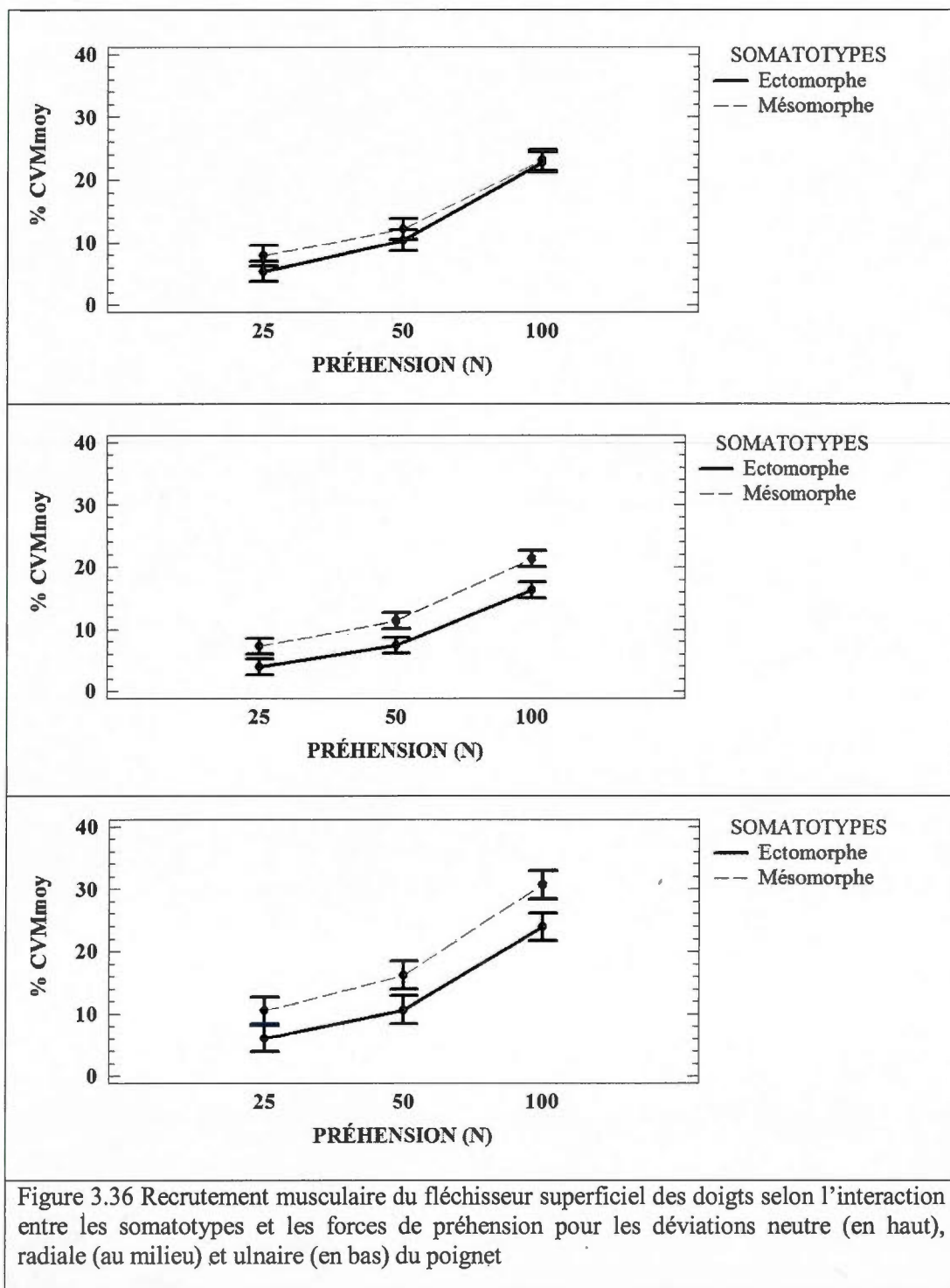
Tableau 3.9 Résultats de l'analyse statistique de la variance à mesure répétée pour les %CVMmoy obtenue lors de la déviation ulnaire du poignet.

	A - Somatotypes	B - Forces de préhension	C - Amplitudes de la vibration	D - Fréquences de la vibration	AB	AC	BC	AD	BD	CD
Trapèze supérieur	0,6745	0,2579	0,7023	0,4200	0,8326	0,7629	0,2252	<u>0,0499</u>	0,8266	0,8948
Delhoïde antérieur	<u>0,0262</u>	<u>0,0003</u>	0,1556	0,1281	0,4866	0,4121	0,9612	0,2687	0,7354	0,2656
Delhoïde postérieur	0,3349	<u>0,0015</u>	<u>0,0025</u>	0,0856	0,7518	0,2354	0,0761	0,2978	0,8300	0,3244
Biceps brachial	0,6769	<u>0</u>	0,0507	0,1493	0,9866	0,5141	0,4010	<u>0,0289</u>	0,4777	<u>0,0393</u>
Triceps brachial	<u>0,0422</u>	<u>0</u>	<u>0</u>	0,9459	0,6221	0,1518	0,7719	0,3517	0,6664	0,3789
Premier radial	0,2044	<u>0</u>	0,9724	0,3805	0,8820	0,0513	0,6378	0,3557	0,6629	<u>0,0294</u>
Extenseurs communs des doigts	0,1131	<u>0</u>	0,5281	0,5157	0,8382	0,0824	0,1751	0,1077	0,6160	0,4132
Fléchisseur superficiel des doigts	0,2209	<u>0</u>	<u>0,0358</u>	0,8179	<u>0,0103</u>	0,5859	0,6004	0,8412	<u>0,0081</u>	0,3782
Cubital antérieur	0,9561	<u>0</u>	0,5196	0,2205	0,1415	0,1492	0,2500	0,6799	<u>0,0356</u>	0,3010

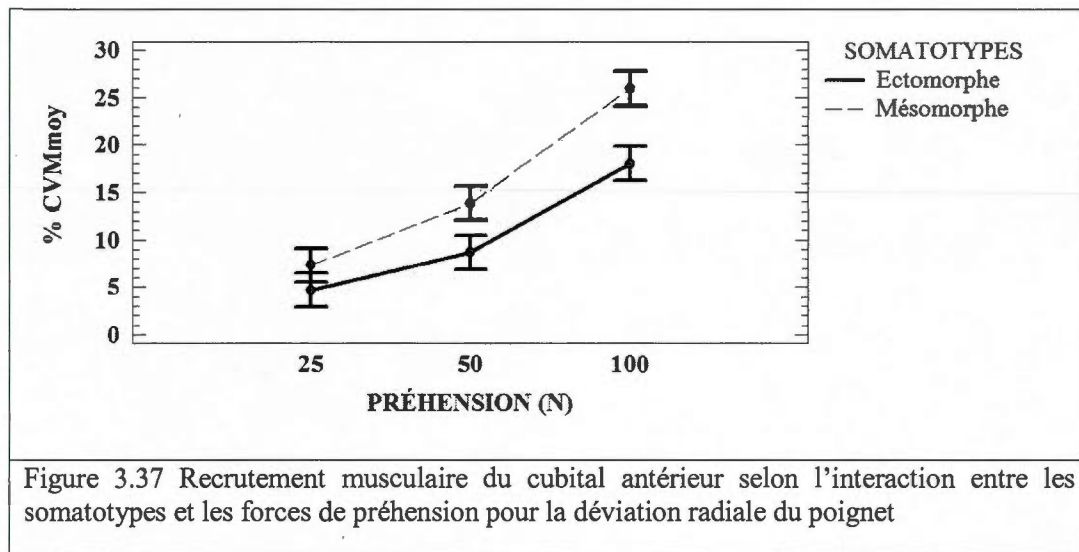
*Les résultats significatifs dont $p < 0,05$ sont représentés en gras et soulignés

3.4.5.1 Résultats

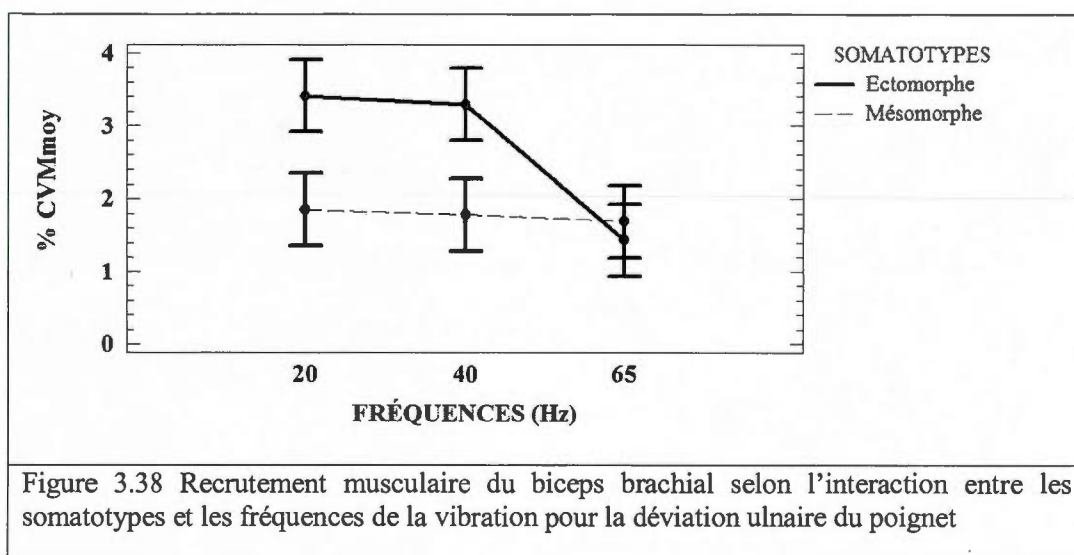
Tout d'abord, la figure 3.36 montre les résultats obtenus pour l'interaction entre les somatotypes (ectomorphe et mésomorphe) et les forces de préhension. Il s'agit en fait des %CVMmoy obtenus pour le fléchisseur superficiel des doigts lorsqu'associé à des déviations neutre (partie supérieure de la figure), radiale (milieu de la figure) et ulnaire (partie inférieure de la figure) du poignet. Les résultats pour la déviation radiale du poignet sont 3,86 %CVM, 7,34 %CVM et 16,27 %CVM pour les ectomorphes et 7,24 %CVM, 11,32 %CVM ainsi que 21,29 %CVM pour les mésomorphes dans l'ordre respectif des forces de préhension de 25 N, 50 N et 100 N. Selon le même ordre, les valeurs atteintes pour la déviation ulnaire sont 6,12 %CVM, 10,64 %CVM et 23,88 %CVM pour les sujets ectomorphes tandis qu'elles sont 10,43 %CVM, 16,15 %CVM et 30,66 %CVM pour les mésomorphes. La déviation neutre n'est pas développée puisque malgré une tendance semblable aux autres déviations, la différence entre les somatotypes est moins définit.



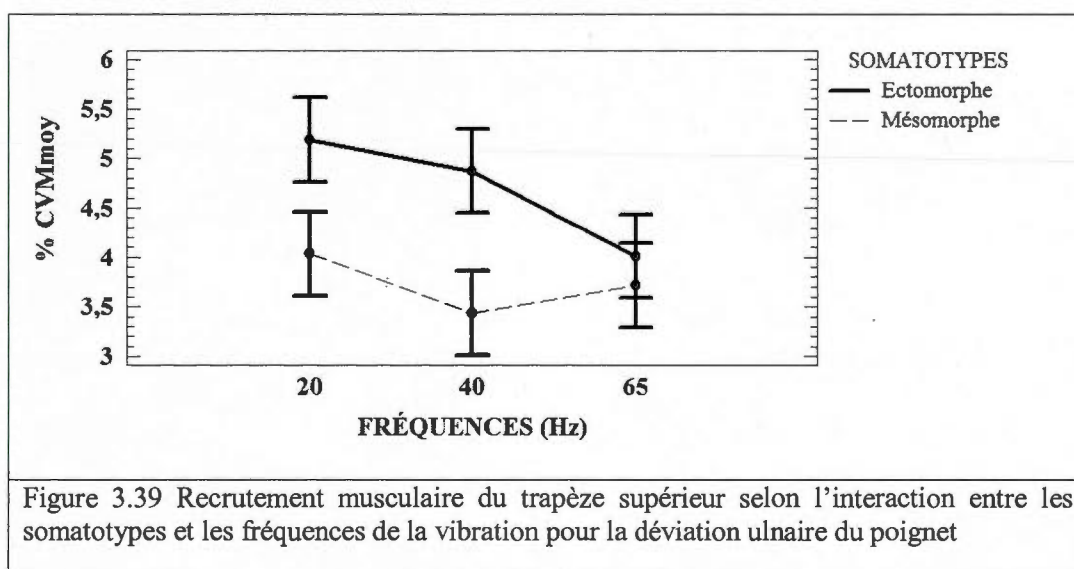
Les résultats présentés par la figure 3.37 sont ceux du cubital antérieur selon une déviation radiale du poignet. Il s'agit en fait de l'interaction entre les somatotypes et les forces de préhension. Pour les sujets ectomorphes, les valeurs sont 4,66 %CVM, 8,68 %CVM et 18,02 %CVM tandis que les résultats associés aux sujets mésomorphes sont plutôt 7,34 %CVM, 13,85 %CVM et 25,94 %CVM dans l'ordre des forces de préhension de 25 N, 50 N et 100 N.



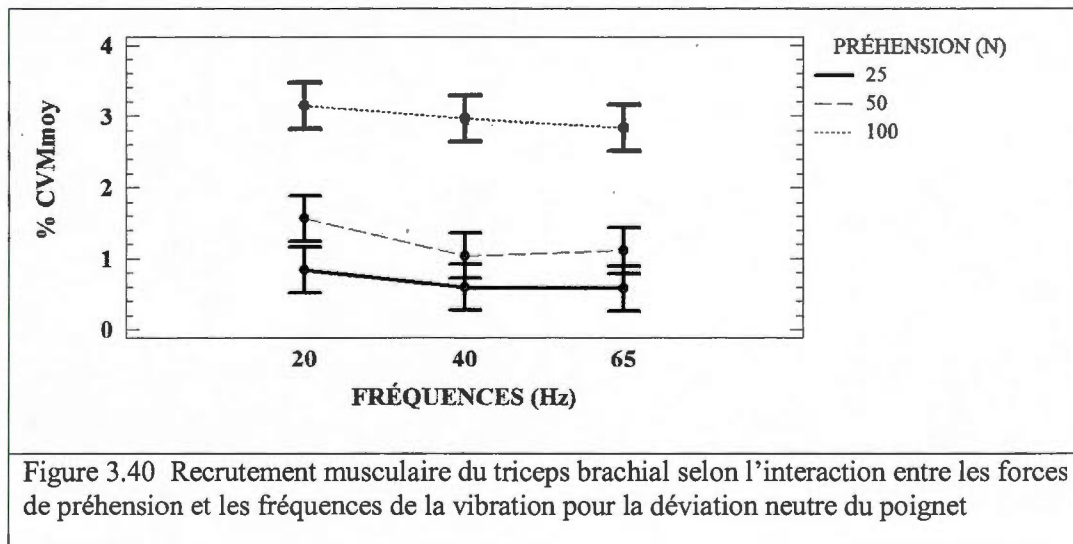
L'interaction entre les somatotypes et les fréquences de la vibration est présentée par la figure 3.38 en ce qui a trait au biceps brachial. La déviation ulnaire est la seule déviation présentant des résultats significatifs. Les %CVMmoy obtenus pour les sujets ectomorphes sont 3,41 %CVM, 3,29 %CVM et 1,43 %CVM et les valeurs montrées pour les mésomorphes sont 1,85 %CVM, 1,78 %CVM et 1,69 %CVM.



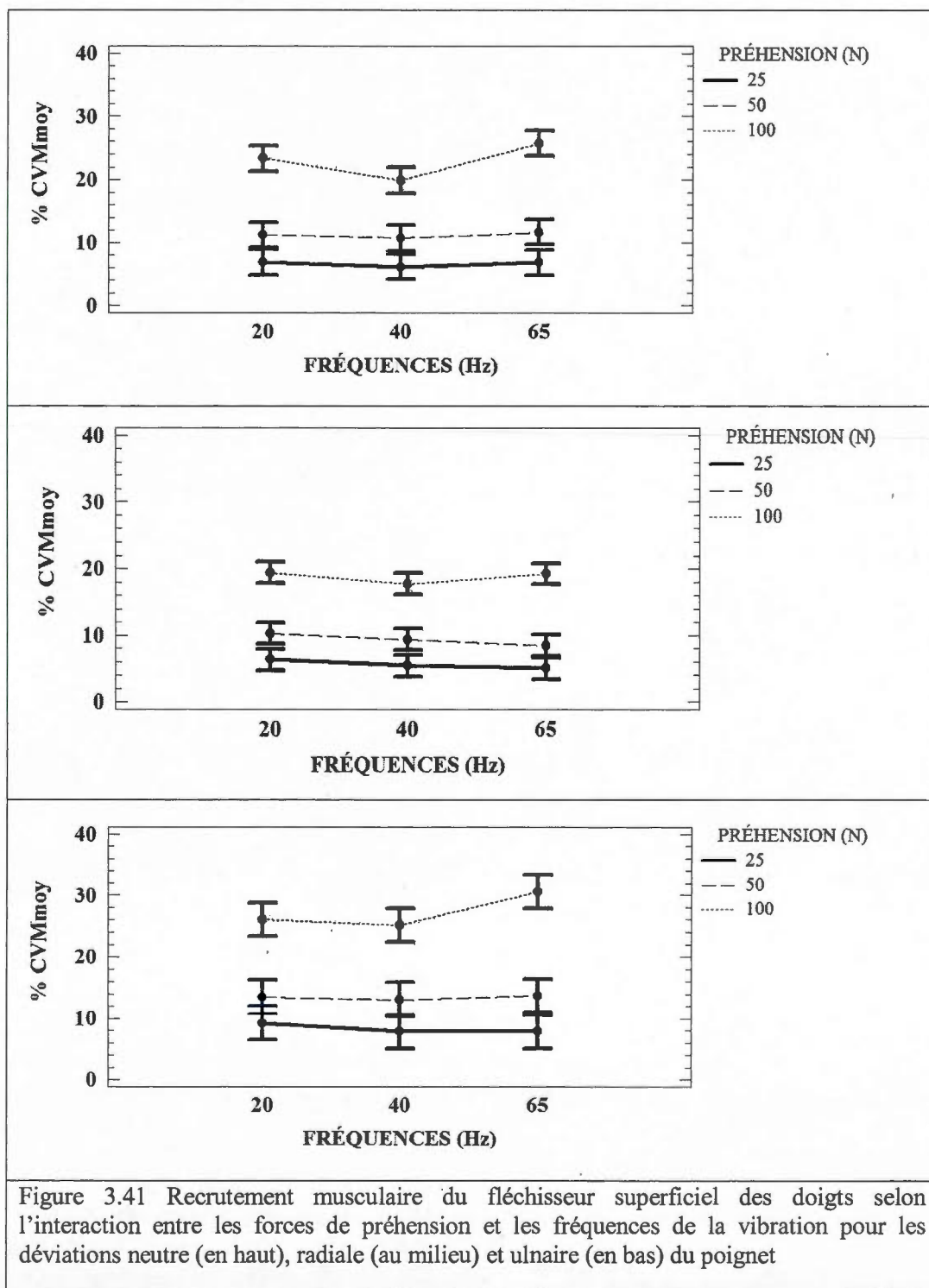
La figure 3.39 montre les résultats en lien avec l'interaction entre les somatotypes et les fréquences de la vibration pour le trapèze supérieur. Comme pour le biceps brachial présenté à la figure 3.38, la déviation ulnaire est la seule déviation présentant des résultats significatifs. Les résultats obtenus pour les ectomorphes sont 3,41 %CVM, 3,29 %CVM et 1,43 %CVM. Pour ce qui est des sujets mésomorphes, les valeurs sont 1,85 %CVM, 1,78 %CVM et 1,69 %CVM.



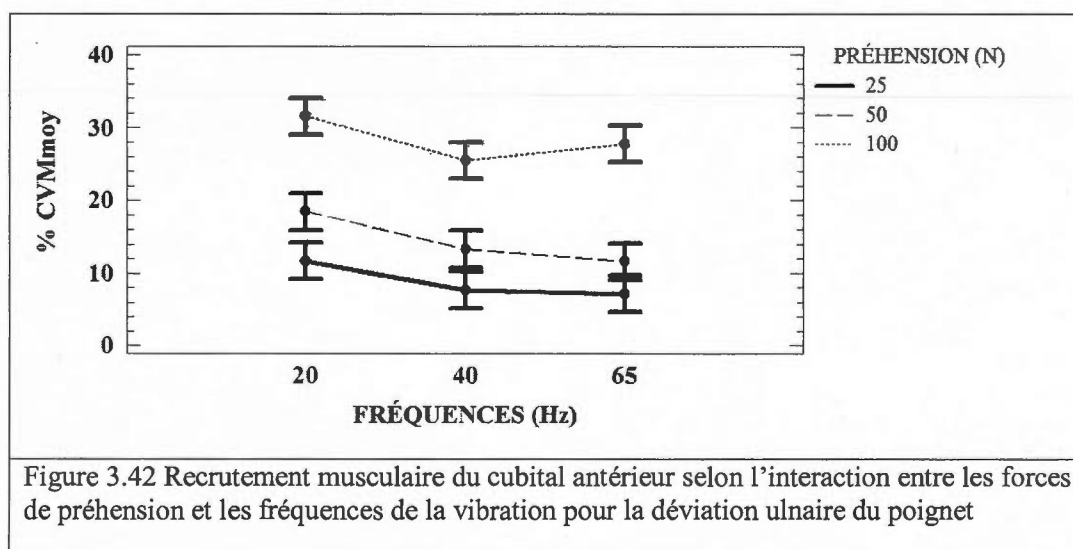
Les valeurs démontrées par la figure 3.40 représentent celles de l'interaction entre les forces de préhension ainsi que les fréquences de la vibration. De plus, ces valeurs sont celles du triceps brachial pour une déviation neutre du poignet. Il est à noter que les résultats des conditions dont la force de préhension est de 100 N sont tous plus élevés que les autres valeurs. D'ailleurs, pour cette force, les valeurs obtenues sont 3,15 %CVM, 2,97 %CVM et 2,84 %CVM pour des fréquences respectives de 20 Hz, 40 Hz et 65 Hz. Pour une force de 50 N, les résultats sont 1,56 %CVM, 1,04 %CVM et 1,11 %CVM. Finalement, les conditions dont la force est 25 N sont associées aux valeurs 0,84 %CVM, 0,60 %CVM et 0,57 selon le même ordre respectif.



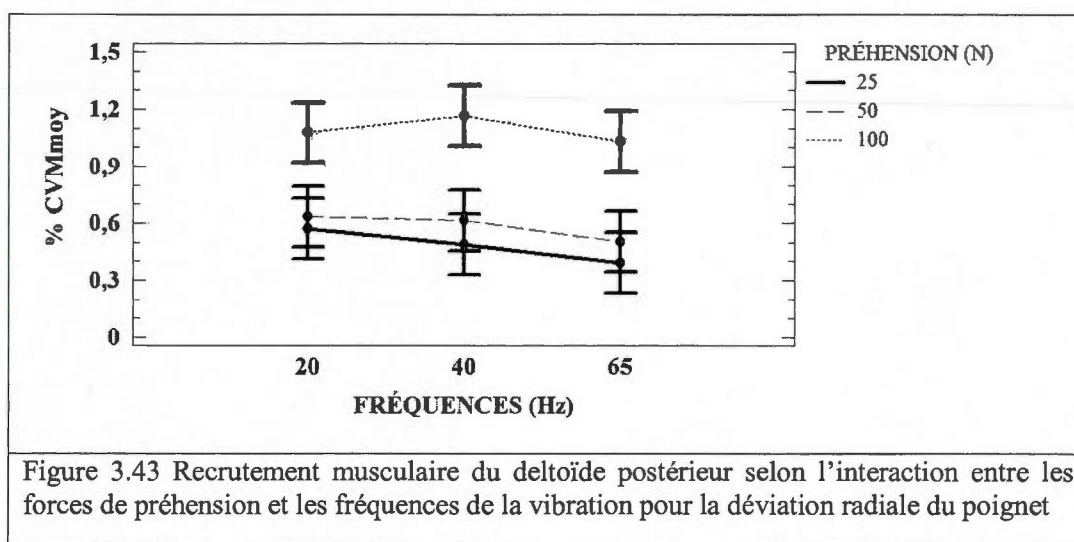
Toujours pour l'interaction entre les forces de préhension ainsi que les fréquences de la vibration, la figure 3.41 montre les résultats obtenus pour le fléchisseur superficiel des doigts. Encore une fois, la force de préhension de 100 N est associée aux valeurs les plus élevées soit 23,31 %CVM, 19,83 %CVM et 25,74 %CVM pour la déviation neutre (en haut), 19,37 %CVM, 17,74 %CVM et 19,23 %CVM pour la déviation radiale (au milieu) ainsi que 26,05 %CVM, 25,15 %CVM et 30,61 %CVM pour la déviation ulnaire (en bas) du poignet. En suivant le même ordre respectif des fréquences de la vibration (20 Hz, 40 Hz et 65 Hz), les valeurs pour une force de 50 N sont 11,17 %CVM, 10,69 %CVM et 11,68 pour la déviation neutre, 10,24 %CVM, 9,33 %CVM et 8,42 %CVM pour la déviation radiale ainsi que 13,45 %CVM, 13,07 %CVM et 13,67 %CVM pour la déviation ulnaire. Finalement, malgré qu'elles soient légèrement inférieures aux forces de 50 N, les conditions à 25 N suivent la même tendance.



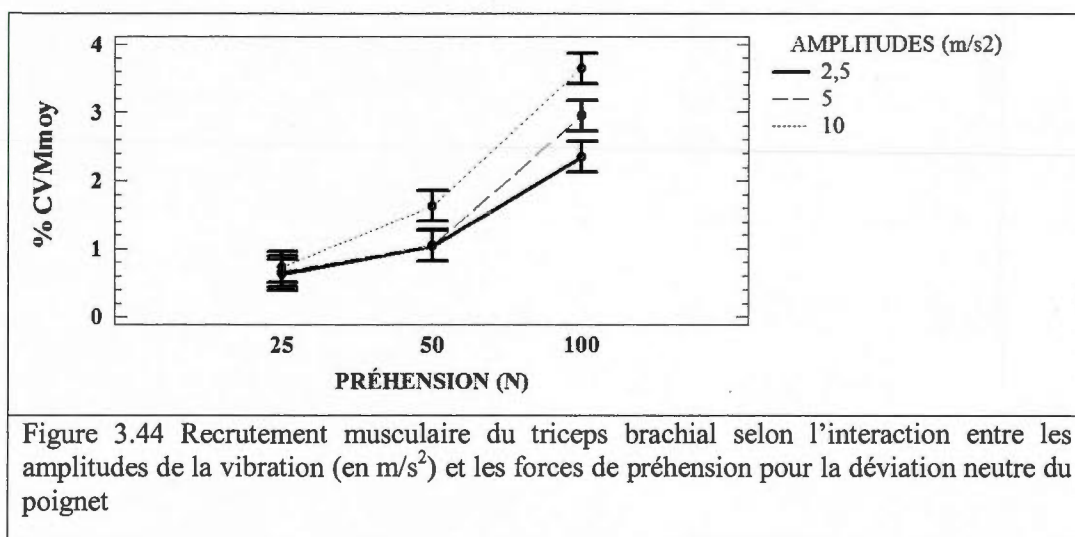
Les résultats présentés par la figure 3.42 concernent le cubital antérieur pour les conditions maintenant une déviation ulnaire du poignet. Les valeurs associées aux forces de préhension de 25 N, dans l'ordre respectif des fréquences de la vibration (25 Hz, 50 Hz et 100 Hz), sont 11,64 %CVM, 7,65 %CVM et 7,14 %CVM. Pour ce qui est des valeurs recueillies pour une force de 50 N, elles sont de l'ordre de 18,39 %CVM, 13,29 %CVM et 11,59 %CVM. Finalement, les %CVMmoy associés aux forces de préhension de 100 N sont les plus élevés à 31,60 %CVM, 25,54 %CVM ainsi que 27,75 %CVM.



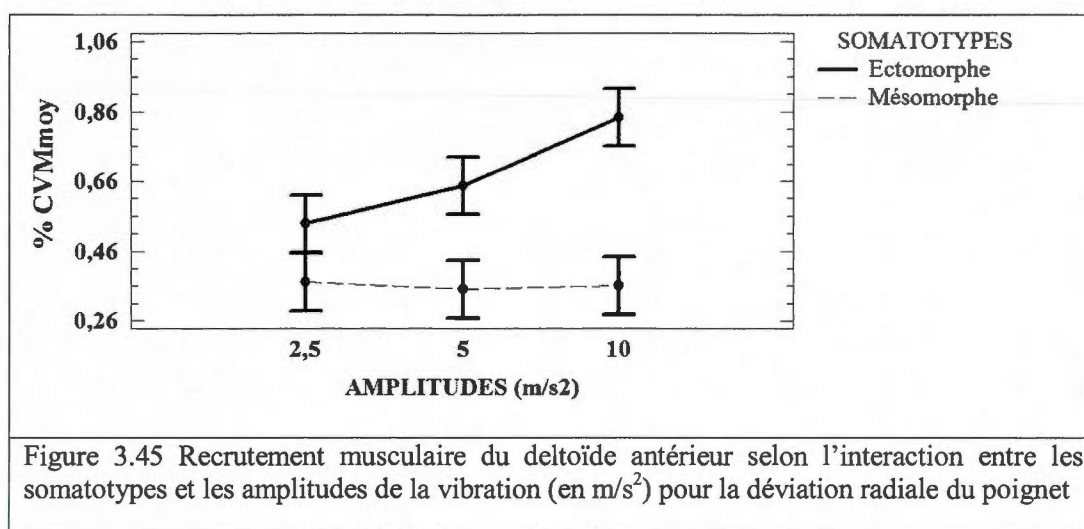
Les chiffres démontrés par la figure 3.43 correspondent aux %CVMmoy obtenus pour le deltoïde postérieur dont le poignet était en position radiale. Il s'agit toujours de l'interaction entre les forces de préhension et les fréquences de la vibration et les résultats sont présentés selon le même ordre respectif. Comme pour les figures précédentes, une force de préhension de 100 N (1,08 %CVM, 1,16 %CVM et 1,03 %CVM) est associée à des %CVMmoy plus élevés que pour des forces de 25 N (0,57 %CVM, 0,49 %CVM et 0,39 %CVM) et 50 N (0,63 %CVM, 0,62 %CVM et 0,50 %CVM).



En considérant le triceps brachial, la figure 3.44 présente les résultats obtenus pour une déviation neutre du poignet selon l'interaction entre les amplitudes de la vibration ainsi que la force de préhension. Selon l'ordre respectif de 25 N, 50 N et 100 N, les valeurs obtenues pour une amplitude de 2,5 m/s^2 sont 1,44 %CVM, 1,23 %CVM et 1,33 %CVM. Pour une amplitude de 5 m/s^2 , les résultats sont 1,79 %CVM, 1,53 %CVM et 1,34 %CVM tandis qu'ils sont plutôt de 2,31 %CVM, 1,84 %CVM et 1,86 %CVM pour une amplitude de 10 m/s^2 .



La dernière figure présentant les résultats des interactions doubles mets en lien les somatotypes et les amplitudes de la vibration. Il s'agit en fait des %CVMmoy obtenus pour le deltoïde antérieur en ce qui concerne la déviation radiale du poignet. Les valeurs obtenues pour les sujets mésomorphes sont toutes plus faibles que pour les ectomorphes. En effet, les %CVMmoy présentés par la figure 3.45 pour les mésomorphes sont de 0,37 %CVM, 0,35 %CVM et 0,36 %CVM tandis que les valeurs montrées pour les ectomorphes sont 0,54 %CVM, 0,65 %CVM et 0,84 %CVM.



3.4.5.2 Discussion

La discussion suivante traite des interactions présentées par les figures 3.36 à 3.45. Premièrement, la variable «somatotype» montre des différences significatives lorsque combinée avec les forces de préhension (figures 3.37 et 3.38) ainsi qu'avec les fréquences de la vibration (figures 3.38 et 3.39). Il est important de mentionner que les différents somatotypes ne semblent pas accentuer l'effet de la force de préhension. Effectivement, l'augmentation de la force de la préhension amplifie le recrutement musculaire du fléchisseur superficiel des doigts (figure 3.36) et du cubital antérieur (figure 3.37), mais respecte la même tendance pour les deux somatotypes. Toutefois, il faut remarquer que l'activité musculaire est plus élevée pour les mésomorphes que les ectomorphes seulement pour ces

deux muscles. Les mésomorphes semblent forcer davantage pour tenir la poignée malgré que la transmission soit moins importante. La quantité plus importante de tissus musculaires et adipeux contenue dans la main pour les mésomorphes serait plus importante que pour les ectomorphes et pourrait expliquer ce fait (Carter et Heath, 1990). Cette composition corporelle des mésomorphes pourrait faire en sorte qu'afin d'écraser les tissus mous de la main ainsi qu'effectuer la préhension nécessaire sur la poignée, ces sujets devraient solliciter de façon plus importante les muscles responsables de cette action. De plus, la longueur des doigts plus importante pour les ectomorphes pourrait aussi influencer la facilité à développer une force de préhension efficace sur la poignée puisqu'en entourant la poignée, les leviers de force sont plus importants que dans le cas des mésomorphes. Les figures 3.36 et 3.37 montrent qu'en augmentant la force de préhension, le recrutement musculaire des mésomorphes est amplifié pour les deux muscles de l'avant-bras présentés ci-dessus. Toutefois, selon plusieurs auteurs (Burström, 1994; Fritz, 1991; Pyykkö et al., 1976; Reynolds et al., 1977; Dong et al., 2005), des sujets avec un système main-bras moins massif (ectomorphes) devraient impliquer de façon plus importante que les mésomorphes certains muscles responsables de la force de préhension. Par contre, cette présente étude semble suggérer le contraire puisque les deux figures précédentes montrent que les mésomorphes sollicitent davantage le fléchisseur superficiel des doigts et le cubital antérieur. Finalement, il faut noter que lors d'une déviation ulnaire du poignet, la sollicitation musculaire du fléchisseur superficiel est plus élevée puisque le maintien d'une telle posture exigerait une contraction de la musculature comparativement à la déviation radiale qui peut se faire à l'aide de la gravité. Pour cette dernière position, la poignée du sujet reste en place sur la poignée tandis que le reste de l'avant-bras est entraîné vers le bas par la gravité.

Les deux figures suivantes (3.38 et 3.39) correspondent aux valeurs associées à l'interaction entre les somatotypes et les fréquences de la vibration pour le biceps brachial (déviation ulnaire à la figure 3.38) et le trapèze supérieur (déviation ulnaire à la figure 3.39). Tout comme dans le cas des figures 3.36 et 3.37, l'effet des somatotypes est présent puisque les ectomorphes nécessitent un recrutement musculaire plus important que les mésomorphes pour certains muscles afin d'effectuer la même tâche. En effet, le volume et l'épaisseur de la main jouent un rôle important dans l'absorption de la vibration (Burström, 1994; Fritz, 1991)

tout comme la masse du système main-bras (Dong et al., 2005; Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977). En ne regardant que la figure 3.38, les résultats sont appuyés par Dupuis et Jansen (1979) qui mentionnent que la sollicitation maximale du biceps brachial se ferait autour de 30 à 50 Hz. Il serait donc normal selon cet article que le recrutement musculaire diminue à l'approche de la fréquence de 65 Hz et serait plus élevé pour les conditions à 40 Hz. Toutefois, la fréquence de 20 Hz reste la plus élevée autant pour ce muscle que pour le fléchisseur superficiel des doigts (figure 3.39). C'est d'ailleurs ce que Kim et al. (1985) semblent affirmer lorsqu'ils mentionnent que la plus importante transmission de vibrations se trouve entre 20 Hz et 30 Hz de fréquences. En se basant sur le principe de rigidité et sur la présence du réflexe tonique vibratoire, il faudrait donc croire que cette augmentation de la transmission serait en lien avec une sollicitation musculaire accrue. D'ailleurs, selon les accélérations pondérées par la fréquence, les conditions à 20 Hz s'approchent le plus des valeurs les plus à risque (figure 1.11). Pourtant, selon plusieurs articles (Marcotte, 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995; Dong et al., 2005), la fréquence s'approchant le plus de la fréquence de résonance du système main-bras serait à 40 Hz. Les %CVMmoy obtenus dans la présente étude présentent des valeurs élevées pour des fréquences de 40 Hz sans nécessairement être plus importantes que les conditions à 20 Hz.

Les figures 3.40 à 3.43 montrent que les plus élevés %CVMmoy obtenus sont lors d'une force de préhension de 100 N. De plus, les fréquences de 20 Hz semblent être associées aux plus hauts niveaux de recrutement musculaire. Toutefois, lors de certaines occasions (déviation ulnaire de la figure 3.41), la tendance ne semble pas être maintenue. La raideur musculaire impliquée lors d'une déviation ulnaire pourrait faire en sorte que l'absorption des basses fréquences ne pourrait se faire dans les structures de la main (Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977). De façon générale, il faudrait croire que l'augmentation de la rigidité suite à une force de préhension plus importante pourrait faire en sorte d'amplifier l'effet de la fréquence de la vibration en impliquant une plus grande sollicitation musculaire (Dong et al., 2005; Xu et al., 2009; Fritz, 1991; Griffin, 1990).

La figure 3.44 permet de voir que l'augmentation de la force de préhension a une influence importante sur l'impact de l'amplitude de la vibration. En regardant l'activité musculaire du triceps brachial, il faut comprendre que pour une force de 25 N, la dissociation des amplitudes se fait moins facilement qu'à 100 N de préhension. Donc, pour qu'il y ait un impact sur la sollicitation musculaire du triceps par l'acheminement de la vibration vers le membre supérieur, la force de préhension doit être plus élevée que 25 N. Les résultats présentés par cette figure concordent avec les énoncés de la littérature qui mentionnent que le recrutement musculaire du système main-bras serait plus élevé en augmentant la force de préhension (Lundborg, 1994; Semid, 2002; Pyykko et al., 1976; Radwin et al., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997; Eklund et Hagbarth, 1966) et/ou l'amplitude de la vibration (Marcotte et al., 2005; Burström, 1990; Burström, 1999; Adewusi et al., 2010). De plus, la littérature suggère qu'en augmentant la force de préhension, les muscles du membre supérieur seraient plus sollicités puisque la vibration de leur tendons impliquerait un réflexe tonique vibratoire plus important (Eklund et Hagbarth, 1966; Armstrong, 1987; Seroussi et al., 1987; De Gail et Lance, 1966, Semid, 2002; Radwin et al., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). La contraction des muscles responsables de la préhension les rendrait plus rigides et pourrait entraîner une présence plus importante du RTV par un transfert de vibration accru vers les muscles tels que le biceps et le triceps brachial (Fritz, 1990; Griffin, 1990; Dong et al., 2005; Xu et al., 2009). Toutefois, le contrôle de la force de préhension effectué par rétroaction visuelle pourrait atténuer l'effet présenté ci-dessus.

Finalement, la figure 3.45 montre que le recrutement musculaire du deltoïde antérieur est plus important pour les ectomorphes que les mésomorphes lorsque l'amplitude de la vibration augmente. En effet, l'activité musculaire présentée par cette figure pour les mésomorphes demeurent relativement stables suite à une amplitude plus élevée. Par contre, les valeurs progressent à la hausse en suivant l'augmentation de l'amplitude pour les sujets ectomorphes. Il faudrait croire que par une masse moins importante du membre supérieur ainsi qu'une présence moins accrue de tissus mous dans la main, ces sujets auraient tendance à conduire la vibration jusqu'à l'épaule (Burström, 1994; Fritz, 1991; Pyykko et al., 1976; Reynolds et al., 1977; Dong et al., 2005). De plus, comme présenté précédemment, les plus grandes amplitudes sont associées aux transmissions les plus élevées (Marcotte et al., 2005; Burström, 1990; Burström, 1999; Adewusi et al., 2010).

DISCUSSION GÉNÉRALE

Cette étude a permis de se rendre compte de plusieurs éléments pouvant jouer un rôle dans la transmission de la vibration ainsi que sur le recrutement musculaire des neuf muscles évalués. En effet, les différents facteurs pouvant influencer ces deux paramètres ont été analysés séparément dans la présentation des résultats ainsi que la discussion afin de permettre une réflexion indépendante sur chacun d'eux. La présente discussion a comme rôle de mettre en relief les éléments prépondérants des cinq différentes variables indépendantes étudiées soit les somatotypes, la force de préhension, l'amplitude et la fréquence de la vibration ainsi que la déviation du poignet.

Pour les somatotypes, il a été vu dans la littérature qu'un système main-bras plus volumineux avait comme avantage d'absorber la vibration et d'éviter de la transmettre jusqu'à l'épaule. Toutefois, cette étude n'a pas démontré qu'un tel phénomène était présent de façon significative. Il faudrait cependant garder en tête le modèle de Fritz (1991) qui explique l'avantage des articulations et de la masse des segments dans leur rôle d'absorption. De plus, les résultats en lien avec la sollicitation musculaire ont montré des différences significatives pour quelques muscles dont l'extenseur commun des doigts. Ces résultats ont permis de déduire que l'impact de la vibration s'était ressenti jusqu'à l'épaule puisque le deltoïde antérieur faisait partie des muscles influencés. Il faudrait assumer que les sujets ectomorphes auraient tendance à solliciter davantage les muscles qui ne sont pas directement impliqués dans le déploiement de la force de préhension pour effectuer les mêmes tâches que les sujets mésomorphes. Par contre, il a été vu que le recrutement de deux muscles de l'avant-bras (le fléchisseur superficiel des doigts et le cubital antérieur) était plus élevé pour les mésomorphes. Cette observation est supportée par l'idée qu'une plus grande présence de tissus mous dans la main et des doigts plus courts pour les mésomorphes faisaient en sorte qu'ils auraient eu à forcer plus fort pour maintenir une force de préhension adéquate durant l'expérimentation. Afin de remplacer ce manque de tissus mous de la main, le port de gants

pourrait être suggéré (Dong et al., 2005). Toutefois, en se fiant aux résultats de cette étude, le recrutement musculaire des muscles du bras pourrait s'en voir diminuer, mais les muscles responsables de la force de préhension pourraient être impliqués plus fortement.

En ce qui concerne les forces de préhension, les résultats ainsi que la littérature s'entendent pour dire que d'augmenter la force de préhension exercée sur la poignée contribue à une sollicitation plus importante des muscles du membre supérieur (Lundborg, 1994; Semid, 2002; Radwin et al., 1987; Park et Martin, 1993; Martin et Park, 1997). Ce recrutement musculaire pourrait être dû à une transmission de la vibration plus importante qui entraînerait une mauvaise perception des signaux des mécanorécepteurs de la main en plus de faire contribuer plus fortement le réflexe tonique vibratoire. Tous ces éléments impliqueraient une hausse du pourcentage de la contraction volontaire maximale moyen obtenu pour les divers muscles étudiés. En effet, une augmentation de la force de préhension est associée à une rigidité plus importante du segment qui entraîne une impédance accrue. Du coup, la vibration émise dans la main est acheminée vers le membre supérieur. Cette transmission des accélérations est en partie observée par les accéléromètres disposés au poignet et au coude. De plus, il est essentiel d'observer une plus importante sollicitation musculaire afin de développer une force de préhension plus grande. Par contre, l'effet escompté vis-à-vis une hausse de la sollicitation en fonction d'une mauvaise perception sensorielle n'a pu être observé. Effectivement, par la rétroaction visuelle qu'avaient les sujets, la contraction musculaire de l'avant-bras était adaptée en vue de respecter l'indicateur digital de la force déployée. Les sujets ne se sont pas laissés aller à réagir aux vibrations en fonction de ce que les mécanorécepteurs leur faisaient ressentir.

Les différentes amplitudes de la vibration ont démontré une augmentation significative du recrutement musculaire chez certains muscles ciblés par l'étude. De plus, il a été observé que la transmission de la vibration se faisait de façon plus importante lorsque l'amplitude augmentait (Marcotte et al., 2005; Burström, 1990 et 1999). En effet, une amplitude de 10 m/s^2 était associée aux conditions conduisant à la plus grande transmission d'accélérations. Comme mentionné précédemment, un plus grand déplacement causé par la vibration entraînerait une plus grande sollicitation des tendons par une augmentation de la

transmissibilité de la vibration et pourrait causer un réflexe de contraction musculaire. Une perte de sensibilité au niveau de la main ainsi qu'une présence possible du réflexe tonique vibratoire pourraient avoir été à la source d'une demande musculaire accrue pour cette amplitude plus élevée. Il faudrait donc considérer que les outils impliquant une sollicitation musculaire minimale se retrouveraient lorsque les accélérations produites seraient de l'ordre de $2,5 \text{ m/s}^2$. Cependant, il faut noter que la direction d'application de la vibration peut avoir un rôle à jouer dans la transmission de celle-ci selon l'axe du membre supérieur.

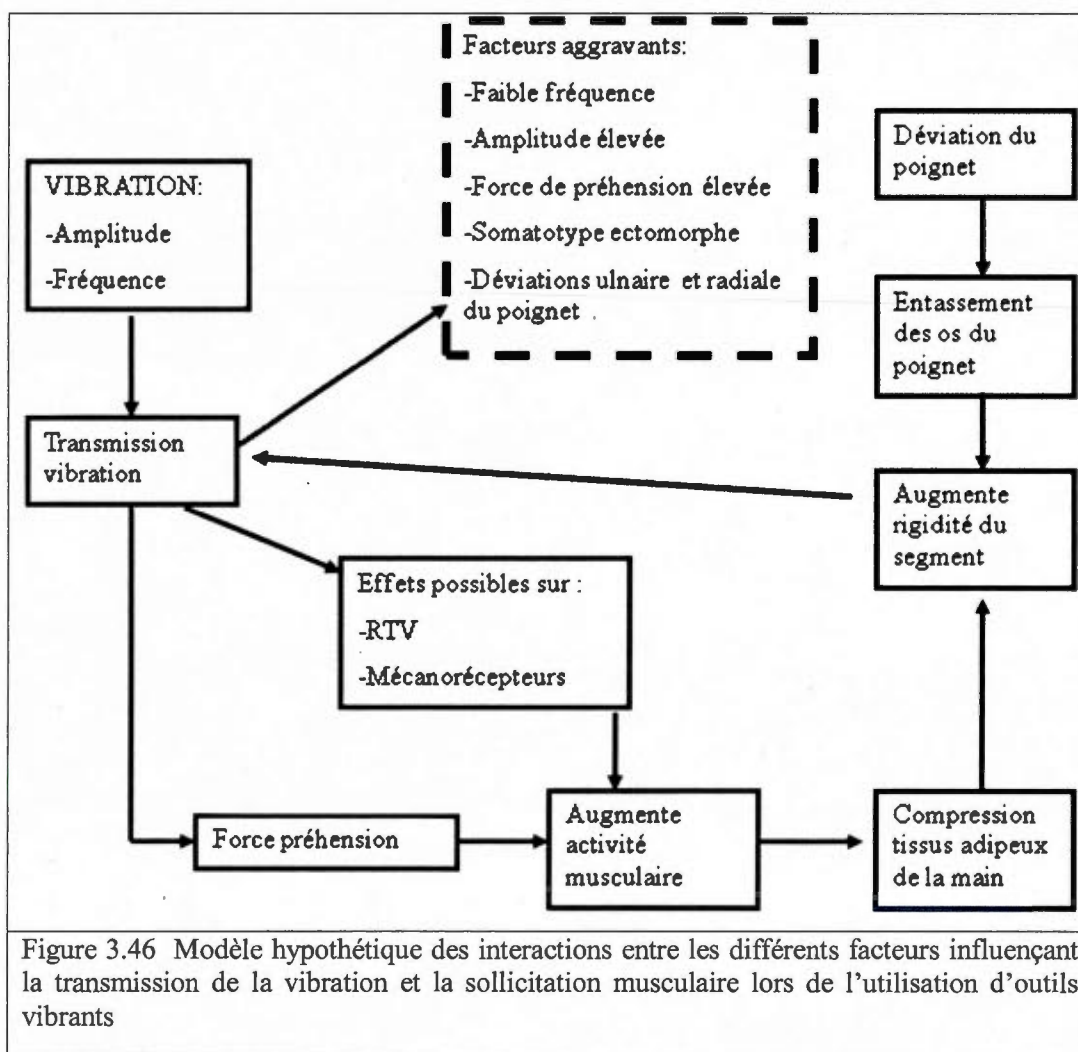
Le rôle de la fréquence de la vibration vis-à-vis la transmission des accélérations peut être en lien avec la fréquence de résonance du système main-bras. En effet, lorsque la fréquence émise dans la main s'approche de la fréquence de résonance (30 à 50 Hz) de ce segment, les oscillations peuvent devenir plus importantes (Dong et al., 2005; Kim et al., 1985; Griffin, 1990; Marcotte, 2006; Burström, 1997; Kihlberg, 1995). Toutefois, les accélérations les plus élevées n'ont pas été retrouvées lors des conditions à 40 Hz mais plutôt lorsque la fréquence était de 20 Hz. Il semble donc qu'une fréquence de 20 Hz serait plus susceptible d'entraîner une haute transmission de la vibration et pourrait impliquer une plus grande sollicitation musculaire (Kim et al., 1985). Effectivement, suite à une transmission plus importante comme dans le cas d'une amplitude élevée, les répercussions sur la musculature du membre supérieur seront plus grandes. Le maintien d'une contraction musculaire sur une période de temps prolongée pourrait éventuellement entraîner des problèmes de circulation sanguine comme mentionné dans la section sur les charges statiques. Il faut donc considérer selon cette étude que la pire condition présente dans un outil vibrant en terme de transmission de la vibration ainsi que de sollicitation musculaire serait composée de vibrations dont la fréquence est de 20 Hz et l'amplitude de 10 m/s^2 .

En ce qui concerne l'influence de la déviation du poignet, deux principes pouvaient faire en sorte de modifier la transmission de la vibration. D'une part, en maintenant la posture désirée, l'implication musculaire des déviateurs radiaux ou ulnaires faisait en sorte d'augmenter la rigidité du segment et pouvait mener à une transmission plus importante (Griffin, 1990; Fritz, 1991; Dong et al., 2005; Xu et al., 2009). Deuxièmement, l'entassement des os du poignet contribuait aussi à augmenter la rigidité et pouvait mener aux mêmes résultats en termes

d'accélération transférées. En fait, les conditions expérimentales ont démontré que pour atteindre la déviation radiale demandée, les sujets n'avaient pas à forcer mais plutôt à adapter leur posture à la poignée. En plaçant la main sur la poignée vibrante, les sujets pouvaient appliquer la force de préhension nécessaire en laissant l'avant-bras être entraîné vers le bas par la gravité. De ce fait, le premier radial n'avait pas à déployer plus de force et les résultats reliés à cette déviation n'ont pas démontré de valeurs plus élevées que pour une déviation neutre du poignet. Toutefois, la déviation ulnaire était dans la plupart des cas associée à des recrutements musculaires plus importants que les autres déviations en partie dû à une posture plus difficile à obtenir sans la contraction musculaire des muscles responsables. En effet, l'importante contraction du cubital antérieur ainsi que l'entassement des os peuvent avoir eu un impact sur la transmission de la vibration au membre supérieur et une plus grande amplitude des accélérations captées par l'accéléromètre au coude.

En résumé, la figure 3.46 présente les divers facteurs pouvant influencer la transmission de la vibration au membre supérieur tout comme le recrutement musculaire du système main-bras. Ce modèle hypothétique des liens entre les différentes variables proposent donc que la vibration, qui est composée de divers paramètres (amplitude, fréquence) entraîne nécessairement une transmission d'accélération vers le membre supérieur lorsque la main est mise en contact avec elle. D'ailleurs, ce contact main-vibration peut s'associer à l'utilisation d'un outil vibrant. Puis, trois aspects peuvent jouer un rôle au niveau de l'activité musculaire. Il s'agit en fait de la force de préhension qui implique une contraction musculaire plus importante, le réflexe tonique vibratoire qui sera entraîné en partie par la vibration des tendons des muscles étudiés ainsi que les récepteurs sensoriels qui tentent d'acheminer des informations en lien avec la vibration et que le système sensoriel n'évalue pas justement. Suite à une préhension accrue, les tissus adipeux de la main sont comprimés et deviennent plus rigides. D'ailleurs, le même phénomène se produit lorsque le poignet subit une déviation radiale ou ulnaire puisque les os de cette articulation s'entassent et se solidifient. L'augmentation de la rigidité entraîne une transmission plus importante de la vibration vers le membre supérieur et chacun des aspects préalables est renforcé. Finalement, selon les variables évaluées lors de cette étude, les critères pouvant amplifier la transmission se trouvent à être : une faible fréquence de la vibration (20 Hz), une grande amplitude de la

vibration (10 m/s^2), une force de préhension élevée (100 N), une déviation radiale mais de façon plus importante une déviation ulnaire du poignet ainsi qu'une population caractérisée selon un somatotype ectomorphe.



CONCLUSION

L'exposition aux vibrations demeure encore aujourd'hui, une préoccupation importante au niveau de la prévention des troubles musculo-squelettiques au membre supérieur. La norme ISO 5349-1 considère l'utilisation d'outils vibrants comme un important facteur de risque lorsque certains paramètres d'amplitudes et de fréquences sont présents.

Cette étude a permis d'identifier certains paramètres contribuant à augmenter la transmission de la vibration en plus de solliciter davantage les muscles du système main-bras. L'utilisation de l'électromyographie et des accéléromètres ont permis d'observer qu'une force de préhension plus importante entraînait une transmission plus élevée de la vibration et que les sujets ectomorphes auraient tendance à transmettre plus de vibrations au poignet et au coude. De plus certains muscles non impliqués dans la production de la force de préhension seraient sollicités davantage pour ce somatotype. Pour les paramètres liés à la vibration, la combinaison d'une haute amplitude (10 m/s^2) et d'une faible fréquence (20 Hz) serait celle où les contraintes musculaires sont les plus élevées pour le membre supérieur.

La poursuite de cette étude devrait se faire en tenant compte des différents principes impliqués dans la déviation du poignet et de leur implication dans le recrutement musculaire des muscles de l'avant-bras. De plus, certaines mesures anthropométriques de la main des sujets devraient être faites afin d'étudier leur implication dans la transmission de la vibration.

LIMITATIONS DE L'ÉTUDE

La réalisation de cette étude s'est fait sans embûche, si ce n'est que de quelques aspects qui ont sollicité des ajustements en cours de route. En effet, la recherche de sujets a été difficile puisque la catégorie de somatotypes appartenant aux ectomorphes était précise et nécessitait des composantes corporelles ne pouvant toucher à plus d'une catégorie. Par exemple, un sujet maigre et rectiligne ne pouvait avoir un pourcentage de gras élevé puisqu'il chevauchait les catégories des ectomorphes et des mésomorphes. De plus, comme la clientèle était principalement des étudiants du baccalauréat en kinésiologie, la population moyenne était plutôt athlétique et de type mésomorphe.

Lorsque les tests de contractions volontaires maximales ont été effectués, des différences fonctionnelles entre les sujets ont pu être à la source des divers niveaux des %CVM moy obtenus. Effectivement, le recrutement maximal des fibres musculaires ne se fait pas automatiquement à 100% du potentiel contractile. Il ne suffit donc que d'une différence quant au recrutement musculaire pour indiquer une contraction volontaire maximale plus faible et ainsi hausser le pourcentage de sollicitation musculaire.

De plus, la tenue de l'accéléromètre sur les sujets ectomorphes pourrait avoir été plus stable étant donné la moins grande présence de tissus mous sous-cutanée. De la même façon qu'il a été mentionné dans la section sur la disposition des instruments de mesure, l'inertie de la masse de l'accéléromètre ainsi que la rigidité de la surface de contact peuvent jouer un rôle dans la transmission de l'information. En effet, une surface rigide se déforme moins qu'une surface molle et l'exactitude de la perception du mouvement est rehaussée.

APPENDICE A



APPENDICE B

HEATH-CARTER SOMATOTYPE RATING FORM																																																																																																																																																																																																	
NAME AGE SEX: M F NO:																																																																																																																																																																																																	
OCCUPATION ETHNIC GROUP DATE																																																																																																																																																																																																	
PROJECT: MEASURED BY:																																																																																																																																																																																																	
<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2"></th> <th colspan="12">TOTAL SKINFOLDS (mm)</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Skinfolds mm</td> <td></td> <td>Upper Limit</td> <td>10.9</td><td>14.9</td><td>18.9</td><td>22.9</td><td>26.9</td><td>31.2</td><td>35.8</td><td>40.7</td><td>46.2</td><td>52.2</td><td>58.7</td><td>65.7</td><td>73.2</td><td>81.2</td><td>89.7</td><td>98.9</td><td>108.9</td><td>119.7</td><td>131.2</td><td>143.7</td><td>157.2</td><td>171.9</td><td>187.9</td><td>204.0</td> </tr> <tr> <td>Triceps =</td> <td></td> <td>Mid-point</td> <td>9.0</td><td>13.0</td><td>17.0</td><td>21.0</td><td>25.0</td><td>29.0</td><td>33.5</td><td>38.0</td><td>43.5</td><td>49.0</td><td>55.5</td><td>62.0</td><td>69.5</td><td>77.0</td><td>85.5</td><td>94.0</td><td>104.0</td><td>114.0</td><td>125.5</td><td>137.0</td><td>150.5</td><td>164.0</td><td>180.0</td><td>196.0</td> </tr> <tr> <td>Subcapular =</td> <td></td> <td>Lower Limit</td> <td>7.0</td><td>11.0</td><td>15.0</td><td>19.0</td><td>23.0</td><td>27.0</td><td>31.3</td><td>35.9</td><td>40.8</td><td>46.3</td><td>52.3</td><td>58.8</td><td>65.8</td><td>73.3</td><td>81.3</td><td>89.8</td><td>99.0</td><td>109.0</td><td>119.8</td><td>131.3</td><td>143.8</td><td>157.3</td><td>172.0</td><td>188.0</td> </tr> <tr> <td>Supraliac =</td> <td></td> <td></td> <td colspan="26"></td> </tr> <tr> <td>TOTAL SKINFOLDS =</td> <td><input type="text"/></td> <td></td> <td colspan="26"></td> </tr> <tr> <td>Calf =</td> <td><input type="text"/></td> <td></td> <td colspan="26"></td> </tr> </tbody> </table>														TOTAL SKINFOLDS (mm)												Skinfolds mm		Upper Limit	10.9	14.9	18.9	22.9	26.9	31.2	35.8	40.7	46.2	52.2	58.7	65.7	73.2	81.2	89.7	98.9	108.9	119.7	131.2	143.7	157.2	171.9	187.9	204.0	Triceps =		Mid-point	9.0	13.0	17.0	21.0	25.0	29.0	33.5	38.0	43.5	49.0	55.5	62.0	69.5	77.0	85.5	94.0	104.0	114.0	125.5	137.0	150.5	164.0	180.0	196.0	Subcapular =		Lower Limit	7.0	11.0	15.0	19.0	23.0	27.0	31.3	35.9	40.8	46.3	52.3	58.8	65.8	73.3	81.3	89.8	99.0	109.0	119.8	131.3	143.8	157.3	172.0	188.0	Supraliac =																													TOTAL SKINFOLDS =	<input type="text"/>																												Calf =	<input type="text"/>																											
		TOTAL SKINFOLDS (mm)																																																																																																																																																																																															
Skinfolds mm		Upper Limit	10.9	14.9	18.9	22.9	26.9	31.2	35.8	40.7	46.2	52.2	58.7	65.7	73.2	81.2	89.7	98.9	108.9	119.7	131.2	143.7	157.2	171.9	187.9	204.0																																																																																																																																																																							
Triceps =		Mid-point	9.0	13.0	17.0	21.0	25.0	29.0	33.5	38.0	43.5	49.0	55.5	62.0	69.5	77.0	85.5	94.0	104.0	114.0	125.5	137.0	150.5	164.0	180.0	196.0																																																																																																																																																																							
Subcapular =		Lower Limit	7.0	11.0	15.0	19.0	23.0	27.0	31.3	35.9	40.8	46.3	52.3	58.8	65.8	73.3	81.3	89.8	99.0	109.0	119.8	131.3	143.8	157.3	172.0	188.0																																																																																																																																																																							
Supraliac =																																																																																																																																																																																																	
TOTAL SKINFOLDS =	<input type="text"/>																																																																																																																																																																																																
Calf =	<input type="text"/>																																																																																																																																																																																																
<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2"></th> <th colspan="12">FIRST COMPONENT</th> </tr> <tr> <th></th> <th></th> <th>%</th><th>1</th><th>1%</th><th>2</th><th>2%</th><th>3</th><th>3%</th><th>4</th><th>4%</th><th>5</th><th>5%</th><th>6</th><th>6%</th><th>7</th><th>7%</th><th>8</th><th>8%</th><th>9</th><th>9%</th><th>10</th><th>10%</th><th>11</th><th>11%</th><th>12</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Height cm</td> <td><input type="text"/></td> <td></td> <td>139.7</td><td>143.5</td><td>147.3</td><td>151.1</td><td>154.9</td><td>158.8</td><td>162.6</td><td>166.4</td><td>170.3</td><td>174.0</td><td>177.6</td><td>181.6</td><td>185.4</td><td>189.3</td><td>193.0</td><td>196.9</td><td>200.7</td><td>204.5</td><td>208.3</td><td>212.1</td><td>215.9</td><td>219.7</td><td>223.5</td><td>227.3</td> </tr> <tr> <td>Humerus width cm</td> <td><input type="text"/></td> <td></td> <td>5.19</td><td>5.34</td><td>5.49</td><td>5.64</td><td>5.78</td><td>5.93</td><td>6.07</td><td>6.22</td><td>6.37</td><td>6.51</td><td>6.65</td><td>6.80</td><td>6.95</td><td>7.09</td><td>7.24</td><td>7.38</td><td>7.53</td><td>7.67</td><td>7.82</td><td>7.97</td><td>8.11</td><td>8.25</td><td>8.40</td><td>8.55</td> </tr> <tr> <td>Femur width cm</td> <td><input type="text"/></td> <td></td> <td>7.41</td><td>7.62</td><td>7.83</td><td>8.04</td><td>8.24</td><td>8.45</td><td>8.66</td><td>8.87</td><td>9.08</td><td>9.28</td><td>9.49</td><td>9.70</td><td>9.91</td><td>10.12</td><td>10.33</td><td>10.53</td><td>10.74</td><td>10.95</td><td>11.16</td><td>11.36</td><td>11.57</td><td>11.78</td><td>11.99</td><td>12.21</td> </tr> <tr> <td>Biceps girth</td> <td><input type="text"/> -T⁴</td> <td></td> <td>23.7</td><td>24.4</td><td>25.0</td><td>25.7</td><td>26.3</td><td>27.0</td><td>27.7</td><td>28.3</td><td>29.0</td><td>29.7</td><td>30.3</td><td>31.0</td><td>31.6</td><td>32.2</td><td>33.0</td><td>33.6</td><td>34.3</td><td>35.0</td><td>35.6</td><td>36.3</td><td>37.0</td><td>37.6</td><td>38.3</td><td>39.0</td> </tr> <tr> <td>Calf girth</td> <td><input type="text"/> -C⁴</td> <td></td> <td>27.7</td><td>28.5</td><td>29.3</td><td>30.1</td><td>30.8</td><td>31.6</td><td>32.4</td><td>33.2</td><td>33.9</td><td>34.7</td><td>35.5</td><td>36.3</td><td>37.1</td><td>37.8</td><td>38.6</td><td>39.4</td><td>40.2</td><td>41.0</td><td>41.7</td><td>42.5</td><td>43.3</td><td>44.1</td><td>44.9</td><td>45.6</td> </tr> </tbody> </table>														FIRST COMPONENT														%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9	9%	10	10%	11	11%	12	Height cm	<input type="text"/>		139.7	143.5	147.3	151.1	154.9	158.8	162.6	166.4	170.3	174.0	177.6	181.6	185.4	189.3	193.0	196.9	200.7	204.5	208.3	212.1	215.9	219.7	223.5	227.3	Humerus width cm	<input type="text"/>		5.19	5.34	5.49	5.64	5.78	5.93	6.07	6.22	6.37	6.51	6.65	6.80	6.95	7.09	7.24	7.38	7.53	7.67	7.82	7.97	8.11	8.25	8.40	8.55	Femur width cm	<input type="text"/>		7.41	7.62	7.83	8.04	8.24	8.45	8.66	8.87	9.08	9.28	9.49	9.70	9.91	10.12	10.33	10.53	10.74	10.95	11.16	11.36	11.57	11.78	11.99	12.21	Biceps girth	<input type="text"/> -T ⁴		23.7	24.4	25.0	25.7	26.3	27.0	27.7	28.3	29.0	29.7	30.3	31.0	31.6	32.2	33.0	33.6	34.3	35.0	35.6	36.3	37.0	37.6	38.3	39.0	Calf girth	<input type="text"/> -C ⁴		27.7	28.5	29.3	30.1	30.8	31.6	32.4	33.2	33.9	34.7	35.5	36.3	37.1	37.8	38.6	39.4	40.2	41.0	41.7	42.5	43.3	44.1	44.9	45.6							
		FIRST COMPONENT																																																																																																																																																																																															
		%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9	9%	10	10%	11	11%	12																																																																																																																																																																								
Height cm	<input type="text"/>		139.7	143.5	147.3	151.1	154.9	158.8	162.6	166.4	170.3	174.0	177.6	181.6	185.4	189.3	193.0	196.9	200.7	204.5	208.3	212.1	215.9	219.7	223.5	227.3																																																																																																																																																																							
Humerus width cm	<input type="text"/>		5.19	5.34	5.49	5.64	5.78	5.93	6.07	6.22	6.37	6.51	6.65	6.80	6.95	7.09	7.24	7.38	7.53	7.67	7.82	7.97	8.11	8.25	8.40	8.55																																																																																																																																																																							
Femur width cm	<input type="text"/>		7.41	7.62	7.83	8.04	8.24	8.45	8.66	8.87	9.08	9.28	9.49	9.70	9.91	10.12	10.33	10.53	10.74	10.95	11.16	11.36	11.57	11.78	11.99	12.21																																																																																																																																																																							
Biceps girth	<input type="text"/> -T ⁴		23.7	24.4	25.0	25.7	26.3	27.0	27.7	28.3	29.0	29.7	30.3	31.0	31.6	32.2	33.0	33.6	34.3	35.0	35.6	36.3	37.0	37.6	38.3	39.0																																																																																																																																																																							
Calf girth	<input type="text"/> -C ⁴		27.7	28.5	29.3	30.1	30.8	31.6	32.4	33.2	33.9	34.7	35.5	36.3	37.1	37.8	38.6	39.4	40.2	41.0	41.7	42.5	43.3	44.1	44.9	45.6																																																																																																																																																																							
<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2"></th> <th colspan="12">SECOND COMPONENT</th> </tr> <tr> <th></th> <th></th> <th>%</th><th>1</th><th>1%</th><th>2</th><th>2%</th><th>3</th><th>3%</th><th>4</th><th>4%</th><th>5</th><th>5%</th><th>6</th><th>6%</th><th>7</th><th>7%</th><th>8</th><th>8%</th><th>9</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Weight kg</td> <td>=</td> <td>Upper Limit</td> <td>39.65</td><td>40.74</td><td>41.43</td><td>42.13</td><td>42.82</td><td>43.48</td><td>44.18</td><td>44.84</td><td>45.53</td><td>46.23</td><td>46.92</td><td>47.58</td><td>48.25</td><td>48.94</td><td>49.63</td><td>50.33</td><td>50.99</td><td>51.68</td> </tr> <tr> <td>Ht. / $\sqrt[3]{WL}$</td> <td>=</td> <td>Mid-point and</td> <td>40.20</td><td>41.09</td><td>41.79</td><td>42.48</td><td>43.14</td><td>43.84</td><td>44.50</td><td>45.19</td><td>45.89</td><td>46.32</td><td>47.24</td><td>47.94</td><td>48.60</td><td>49.29</td><td>49.99</td><td>50.68</td><td>51.34</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>Lower Limit</td> <td>below</td><td>39.66</td><td>40.75</td><td>41.44</td><td>42.14</td><td>42.83</td><td>43.49</td><td>44.19</td><td>44.85</td><td>45.54</td><td>46.24</td><td>46.93</td><td>47.59</td><td>48.26</td><td>48.95</td><td>49.64</td><td>50.34</td><td>51.00</td> </tr> </tbody> </table>														SECOND COMPONENT														%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9	Weight kg	=	Upper Limit	39.65	40.74	41.43	42.13	42.82	43.48	44.18	44.84	45.53	46.23	46.92	47.58	48.25	48.94	49.63	50.33	50.99	51.68	Ht. / $\sqrt[3]{WL}$	=	Mid-point and	40.20	41.09	41.79	42.48	43.14	43.84	44.50	45.19	45.89	46.32	47.24	47.94	48.60	49.29	49.99	50.68	51.34			Lower Limit	below	39.66	40.75	41.44	42.14	42.83	43.49	44.19	44.85	45.54	46.24	46.93	47.59	48.26	48.95	49.64	50.34	51.00																																																																																						
		SECOND COMPONENT																																																																																																																																																																																															
		%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9																																																																																																																																																																														
Weight kg	=	Upper Limit	39.65	40.74	41.43	42.13	42.82	43.48	44.18	44.84	45.53	46.23	46.92	47.58	48.25	48.94	49.63	50.33	50.99	51.68																																																																																																																																																																													
Ht. / $\sqrt[3]{WL}$	=	Mid-point and	40.20	41.09	41.79	42.48	43.14	43.84	44.50	45.19	45.89	46.32	47.24	47.94	48.60	49.29	49.99	50.68	51.34																																																																																																																																																																														
		Lower Limit	below	39.66	40.75	41.44	42.14	42.83	43.49	44.19	44.85	45.54	46.24	46.93	47.59	48.26	48.95	49.64	50.34	51.00																																																																																																																																																																													
<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2"></th> <th colspan="12">THIRD COMPONENT</th> </tr> <tr> <th></th> <th></th> <th>%</th><th>1</th><th>1%</th><th>2</th><th>2%</th><th>3</th><th>3%</th><th>4</th><th>4%</th><th>5</th><th>5%</th><th>6</th><th>6%</th><th>7</th><th>7%</th><th>8</th><th>8%</th><th>9</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Anthropometric Somatotype</td> <td></td> <td></td> <td colspan="17"></td> </tr> <tr> <td>Anthropometric plus Photoscopic Somatotype</td> <td></td> <td></td> <td colspan="17"></td> </tr> </tbody> </table>														THIRD COMPONENT														%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9	Anthropometric Somatotype																				Anthropometric plus Photoscopic Somatotype																																																																																																																															
		THIRD COMPONENT																																																																																																																																																																																															
		%	1	1%	2	2%	3	3%	4	4%	5	5%	6	6%	7	7%	8	8%	9																																																																																																																																																																														
Anthropometric Somatotype																																																																																																																																																																																																	
Anthropometric plus Photoscopic Somatotype																																																																																																																																																																																																	
<table border="1"> <thead> <tr> <th colspan="2"></th> <th>FIRST COMPONENT</th> <th>SECOND COMPONENT</th> <th>THIRD COMPONENT</th> <th>BY:</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Anthropometric Somatotype</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>Anthropometric plus Photoscopic Somatotype</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td>RATER:.....</td> </tr> </tbody> </table>														FIRST COMPONENT	SECOND COMPONENT	THIRD COMPONENT	BY:	Anthropometric Somatotype						Anthropometric plus Photoscopic Somatotype					RATER:.....																																																																																																																																																																				
		FIRST COMPONENT	SECOND COMPONENT	THIRD COMPONENT	BY:																																																																																																																																																																																												
Anthropometric Somatotype																																																																																																																																																																																																	
Anthropometric plus Photoscopic Somatotype					RATER:.....																																																																																																																																																																																												

Figure 3.48 Charte des mesures anthropométriques permettant de déterminer le somatotype des sujets

APPENDICE C

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

Titre du projet

Quantification des paramètres biomécaniques et sensorimoteurs qui affectent la réponse biodynamique du système main-bras lors d'utilisation d'outils vibrants.

Responsables du projet

Denis Marchand, Professeur-Chercheur au département de kinanthropologie, UQAM
Pierre Marcotte, Chercheur à l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité au travail

Objectifs du projet

Ce projet de recherche fournira une évaluation quantitative précise des contraintes musculaires associées aux postures, vibration et somatotypes. Les mesures simultanées des moments de force et de l'activité musculaire pour les membres supérieurs permettront de comprendre objectivement les contraintes musculaires associées aux situations où les sujets sont soumis à des vibrations. Les résultats permettront de valider des solutions visant à réduire les contraintes musculaires associées à l'utilisation de ces outils.

Description de la méthodologie

Vous devrez reproduire différentes positions suggérées et effectuer la tâche prescrite. Pour se faire, vous devrez suivre une courte formation portant sur le fonctionnement du pot vibrant ainsi que sur les diverses conditions expérimentales. L'expérimentation aura une durée totale d'environ 180 minutes. Vos données anthropométriques (poids et taille) seront prises en note. Par la suite, vous devrez vous vêtir d'une camisole. Vous serez alors instrumenté(e) pour l'électromyographie. La peau sera rasée (si nécessaire) avec un rasoir jetable (un nouveau rasoir est utilisé pour chaque sujet) à l'emplacement des électrodes, nettoyée avec une pâte abrasive et avec de l'alcool pour enlever les peaux mortes et pour permettre une meilleure adhérence des électrodes. Les électrodes de surface bipolaires seront posées sur plusieurs muscles des membres supérieurs. Les réflecteurs seront posés sur les repères (situés du côté droit) suivants : le bord supérieur de la crête iliaque, l'acromion, l'épicondyle latéral, la partie dorsale médiane du poignet à la base des métacarpiens, la partie dorsale à la base de la phalange du majeur.

Si vous participez à la Phase I de l'étude, les conditions expérimentales impliqueraient que les sujets devront tenir la poignée du pot vibrant en utilisant 3 angles du poignet (2 angles importants et un angle mitoyen), 3 niveaux de force de préhension (25, 50 et 100N), 3 niveaux de fréquence (20, 40, 60 Hz) et 3 niveaux d'amplitude de vibration (2.5, 5 et 10m/s²). Il y a, de plus, une condition sans vibration, pour un total de 90 conditions.

Si vous participez à la Phase II de l'étude, les conditions expérimentales impliqueraient que les sujets devront tenir la poignée du pot vibrant en utilisant 3 niveaux de moment de force au poignet (1, 5 et 9Nm), 3 niveaux de fréquence (20, 40, 60 Hz), 3 niveaux d'amplitude de vibration (2.5, 5, 10m/s²) 3 angles de poignet (2 angles importants et un angle mitoyen). Il y a, de plus, une condition sans vibration, pour un total de 90 conditions.

Après chaque essai, vous complèterez l'évaluation psychophysique du degré d'inconfort qui consiste en une échelle graduée de 0 à 10. Un temps de repos d'une minute entre chaque essai vous serez accordé. Ensuite, vous ferez les tests de force maximale volontaire pour chaque muscle. Ces tests serviront à pondérer les valeurs prises au moyen de l'électromyographie. À la fin de l'évaluation, les électrodes ainsi que les réflecteurs vous seront enlevés et vous serez remercié pour votre participation.

Avantages et risques

Comme étudiant en kinésiologie de l'UQAM vous vivrez une expérience de recherche appliquée au deuxième cycle où vous constaterez l'application des notions abordées dans votre programme de formation.

Les tests de force statique (sans mouvement) peuvent entraîner une sensation d'inconfort. Il s'agit d'un effort statique progressif d'environ trois à cinq secondes appliqué contre une résistance. Vous disposerez d'une période de repos de trois minutes entre les essais. Vous recevrez la consigne de cesser immédiatement cet effort musculaire si une douleur est présente.

Les tâches avec vibration peuvent entraîner une sensation d'engourdissement durant les essais, qui devrait s'estomper dans la minute suivant l'arrêt de la tâche.

Confidentialité

Toutes les données recueillies sont confidentielles et uniquement des données moyennées serviront à la production d'un rapport de recherche et à des publications scientifiques. L'identification des personnes évaluées sera gardée confidentielle grâce à des transcriptions codées. Les données brutes seront conservées par les responsables des évaluations de l'UQAM et l'IRSST. Seuls les chercheurs responsables du projet auront accès aux fichiers informatiques des sujets et aux enregistrements vidéo. Les cassettes des enregistrements vidéo des sujets seront gardées sous clé dans un classeur. Toutes les données seront conservées pendant cinq ans avant d'être détruites ou jusqu'à publication scientifique qui se fera également à l'intérieur de ces cinq ans.

Participation volontaire

Les responsables des évaluations s'engagent à exercer leur expertise professionnelle, en tenant compte des éléments exprimés dans ce document, afin de protéger la santé et les droits des personnes évaluées.

Compensation

Il est entendu que vous recevrez au terme de la séance une somme proportionnelle au temps investi équivalente à celle consentie à un assistant de recherche en vertu de la convention de

la SETUE à l'UQAM. Cette compensation sert à rembourser les frais encourus par votre contribution au projet.

Ce projet a été approuvé par le Comité institutionnel d'éthique de la recherche de l'UQAM (CIÉR). Vous pouvez contacter le chercheur principal pour des questions additionnelles sur le projet ou sur vos droits en tant que sujet de recherche. Pour des informations concernant les responsabilités de l'équipe de chercheurs au plan de l'éthique de la recherche ou pour formuler une plainte, vous pouvez contacter, vous pouvez faire valoir votre situation auprès du président du CIÉR, Dr. Joseph Josy Lévy. Il peut être joint au numéro (514) 987-3000 # 4483 ou par l'intermédiaire du secrétariat du Comité au numéro (514) 987-3000 # 7753.

Votre collaboration est essentielle à la réalisation de notre projet et l'équipe de recherche tient à vous en remercier. Si vous souhaitez obtenir un résumé écrit des principaux résultats de cette recherche, veuillez ajouter vos coordonnées ci-dessous.

J'ai pris connaissance de l'information contenue dans ce formulaire, les chercheurs ont répondu à mes interrogations de façon satisfaisante et je comprends les procédures. Je peux me retirer en tout temps de ce projet sans aucune pénalité. Je consens librement à participer à ce projet de recherche.

Participant(e) : _____

Masculin ☐

Féminin ☐

Âge : _____

Signatures

Participant : _____

Date : _____

Christian Kelly (étudiant responsable) : _____

Date : _____

Vincent Mandeville-Gauthier (étudiant responsable) : _____

Date : _____

BIBLIOGRAPHIE

Aaras, A. (1991). What is an acceptable load on the neck and shoulder regions during prolonged working periods ? , dans Kumashiro M., Megaw E.D., Towards human work : Solutions to problems in occupational health and safety. Pas-pacific conference on occupational ergonomics. pp 115-125

Aatola, S. (1989). Transmission of vibration to the wrist and comparison of frequency response function estimators. Journal of sound and vibration. 131, 497-507.

Adewusi, S.A., Rakheja, S., Marcotte, P., Boutin, J. (2010). Vibration transmissibility characteristics of the human hand-arm system under different postures, hand forces and excitation levels. Journal of sound and vibration. 329, 2953-2971.

Adrian, E.D., Bronk, D.W. (1929). The discharge of impulses in motor nerve fibres. II: The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. J Physiol. 67, 119-151.

Allard, P., Blanchi, J.P. (2000). Analyse du mouvement humain par la biomécanique, 2^{ème} édition. Édition Décarie, Montréal

Armstrong, T.J., Fine, L.J., Radwin, R.G., Silverstein, B.S. (1987). Ergonomics and the effects of vibration in hand-intensive work. Scand J Work Environ Health 13. 286-289

Ashe, W.F., Cook, W.T., Old, J.W. (1962). Raynaud's phenomenon of occupational origin. Arch Environ Health 5. 333-343.

Basmajian, J.V. (1979). Muscles alive, Williams and Wilkins. Baltimore

Baumgartner, R.N., Ross, R., Heymsfield, S.B. (1998). Does adipose tissue influence bioelectric impedance in obese men and women. Journal of applied physiology. 84(1), 257-262.

Bhattacharya, V., Barooah, P.S., Nag, T.C., Chaudhuri, G.R., Bhattacharya, S. (2010). Detail microscopic analysis of deep fascia of lower limb and its surgical implication. Indian J Plast Surg. 43(2). 135-140.

Boileau, P.E., Scory, H., Boutin, J. (1988). Exposition aux vibrations mécaniques engendrées par les meuleuses portatives. Bilan des connaissances, Rapport IRSST B-007

- Bouisset, S., Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvement*. Hermann - Éditeurs des sciences et des arts. Paris
- Bovenzi, M. (1998). Exposure-response relationship in the hand-arm vibration syndrome: an overview of current epidemiology research. *Int Arch Occup Environ Health* 71, pp 509-519
- Bovenzi, M., Griffin, M.J. (1997). Haemodynamic changes in ipsilateral and contralateral fingers caused by acute exposures to hand transmitted vibration. *Occup Environ Med*, 54, pp 566-576
- Bovenzi, M, La Vedova, A., Nataletti, P. (2005). Work-related disorders of the upper limb in female workers using orbital sanders. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 78, 4, pp 303-310
- Bovenzi, M., Lindsell, C.J., Griffin, M.J. (1999). Magnitude of acute exposure to vibration and finger circulation. *Scand J Work Environ Health* 25, 3, pp 278-284
- Bovenzi, M., Pinto, I., Picciolo, F., Mauro, M., Ronchese, F. (2010). Frequency weightings of hand-transmitted vibration for predicting vibration-induced white finger. *Scand Journal Environ Health*.
- Burden, A., Bartlett, T. (1999). Normalisation of EMG amplitude : an evaluation and comparison of old and new methods. *Med Eng Phys*. 21, 247-257.
- Burke, D., Hagbarth, K.E., Löfstedt, L., Wallin, B.G. (1976). The response of human muscle spindle endings to vibration of non-contracting muscles. *J Physiol*. 261, 673-693.
- Burström, L. (1990). Measurements of the impedance of the hand and arm. *International Archives of Occupational Environmental Health*, Vol. 62, pp 431-439
- Burström, L., Lundström, R. (1994). Absorption of vibration energy in the human hand and arm. *Ergonomics*, Vol. 37, No. 5, pp 879-890
- Burström, L. (1997). The influence of biodynamic factors on the mechanical impedance of the hand and arm. *International Archives of Occupational Environmental Health*, Vol. 69, p. 437-446
- Burström, L., Lundström, R., Hagberg, M., Nilsson, T. (1998). Comparison of different measures for hand-arm vibration exposure. *Safety Science*, Vol. 28, No. 1, pp 3-14
- Burström, L., Sörensson, A. (1999). The influence of shock-type vibrations on the absorption of mechanical energy in the hand and arm. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 23. pp 585-594
- Carter, J.E.L., Heath, B.H. (1990). *Somatotyping - Development and applications*. Cambridge : Cambridge University Press

Carter, J.E.L. (2002). The Heath-Carter anthropometric somatotype: Instruction Manual., Department of Exercise and Nutritional Sciences. San Diego State University.

CCHST (2008) : Centre canadien d'hygiène et de sécurité au travail. Documents sur les caractéristiques et les effets de l'exposition aux vibrations.

Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J., Martin, B.J. (2006). Occupational Biomechanics. Wiley-Interscience

Corlett, E.N., Bishop, R.P. (1976). A technique for assessing postural discomfort, *Ergonomics*. 19(2). 175-182

Cooke, P.H., Fay, F.S. (1972). Correlation between fiber length, ultrastructure, and the length-tension relationship of mammalian smooth muscle. *The journal of cell biology*, Vol. 52 : 105-116

Cram, R., Rommen, D. (1989). Skin preparation and validity of EMG scanning procedure. Plenum publishing. Vol 14, No 4. pp 75-82.

Cram, J.R., Kasman, G.S., Holtz, J. (1998). Introduction to surface electromyography. Aspen publishers.

Dank, Leonard. Imagineering: Medical art by Dank. <http://www.medicalart-dank.com>

De Gail, P., Lance, J.W., Neilson, P.D. (1966). Differential effects on tonic and phasic reflexes mechanisms produced bu vibration of muscles in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 29:1-11

De Luca, C.J., Merletti, R. (1988). Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. *EEG Clin. Neurophysiol.*, 69, 568-575.

De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 13 (2):135-163

Dempsey, P.G., Ayoub, M.M. (1996). The influence of gender, grasp type, pinch width and wrist position on sustained pinch strength. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17, pp 259-273

Dong, R.G., McDowell, T.W., Welcome, D.E. (2005). Biodynamic response at the palm of the human hand subjected to a random vibration. *Industrial Health*. 241-255

Dong, R.G., Schopper, A.W., McDowell, T.W., Welcome, D.E., Wu, J.Z., Smutz, W.P., Warren, C., Rakheja, S. (2004). Vibration energy absorption (VEA) in human fingers-hand-arm system. *Medical engineering and physics*. 26(6), 483-492.

Duguay, P., Massicotte, P. (2005). Lésions professionnelles reliées aux vibrations main-bras au Québec, de 1993 à 2002. Études et recherches, Rapport IRSST R-446

Dupuis, H., Jansen, G. (1979). Immediate effects of vibration transmitted to the hand. International symposium. Man under vibration. Suffering and protection. Udine (Italy). pp 76-86

Edwards, R.H.T., Hill, D.K., McDonald, M. (1972). Myothermal and intramuscular pressure measurements during isometric contractions of the human quadriceps, *J. Physiol.* Vol 224, 58-59.

Edwards, R.H.T. (1981). Human muscle function and fatigue . Physiological mechanisms. Porter and Whelan Eds. London, pp 1-18

Egan, C.E., Espie, B.H., McGrann, S., McKenna, K.M., Allen, J.A. (1996). Acute effects of vibration on peripheral blood flow in healthy subjects. *Occup Environ Med*, 53, pp 663-669

Eklund, G., Hagbarth, K.E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental neurology*, 16, pp 80-82

Eklund, G. (1972). Position sense and state of contraction ; the effects of vibration. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 35, 606-611.

Färkkilä, M. (1978). Grip force in vibration disease. *Scand J. Work Environ and Health*. pp 159-166

Farkkila, M., Pyykko, I. (1979). Blood flow in the contralateral hand during vibration and hand grip contractions of lumberjacks. *Scan J Work Environ Health*, 5, pp 368-374

Fritz, M. (1991). An improved biomechanical model for simulating the strain of the hand-arm system under vibration stress. *J. Biomech.*, 24(12), 1165-1171.

Gelberman, R.H., Herginroeder, P.T., Hargens, A.R., Lundborg, G.N., Akeson, W.H. (1981). The carpal tunnel syndrome : a study of carpal canal pressures. *J Bone Joint Surg*, 63A(3) 380-383.

Gandevia, S.C., Pierce, P.A. (1995). Fatigue : neural and muscular mechanisms. Simon C. Gandevia Editor. New-York. 541 pages.

Gemne, G., Pyykko, I., Taylor, W., Pelmear, P.L. (1987). The Stockholm Workshop Scale for the classification of cold-induced Raynaud's phenomenon in the hand-arm vibration syndrome revision of the Taylor-Pelmear scale, *Scand J Work Environ Health*, 13(4), pp 275-278

Gescheider, G.A. (1976). Evidence in support of the duplex theory of mechanoreception. *Sensory Process* 1, pp 68-76

- Granit, R. (1964). The gamma (γ) loop in the mediation of muscle tone. *Clin Pharmacol Ther.* 5, 837-847.
- Green, H.J., Helyar, R., Ball-Burnett, M., Kowalchuk, N., Symon, S., Farrance, B. (1992). Metabolic adaptations to training precede changes in muscle mitochondrial capacity. *Journal of applied physiology.* 72(2), 484-491.
- Gregory, J.E., Morgan, D.L., Proske, U. (2003). Tendon organs as monitors of muscle damage from eccentric contractions. *Exp Brain Res.* 151, 346-355.
- Griffin, M.J. (1990). *Handbook of human vibration.* Academic Press.
- Griffin, M.J. (2004). Minimum health and safety requirements for workers exposed to hand-transmitted vibration and whole-body vibration in the European Union; a review. *Occup Environ Med.* 61, 387-397.
- Griffin, M.J., Bovenzi, M. (2002). The diagnosis of disorders caused by hand-transmitted vibration: Southampton workshop 2000. *Int Arch Occup Environ Health.* 75, 1-5.
- Guignard, J.C. (1985). Vibration, in *Patty's industrial hygiene and toxicology Part 3b: Biological responses.* 2nd edition, L.J. Cradley. New-York. pp. 653-724.
- Gurram, R., Rakheja, S., Gouw, G.J. (1995). A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads. *Ergonomics*, Vol. 38, No. 4, pp 684-699
- Hagbarth, K., Eklund, G. (1968). The effects of muscle vibration in spasticity, rigidity, and cerebellar disorders. *Journal of neurology, neurosurgery and psychiatry.* Volume 31, 207-213.
- Hagberg, M. (1988). Shoulder pain pathogenesis, in *Clinical concepts in regional musculoskeletal illness.* Grune and Stratton Inc, Ireland
- Hagberg, M. (2002). Clinical assessment of musculoskeletal disorders in workers exposed to hand-arm vibration. *International archives of occupational and environmental health.* 75(1-2), 97-105.
- Henneman, E., Somjen, G., Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J.Neurophysiol.*, 28, 560-580.
- Henning, R.A., Jacques, P., Kissel, G.V., Sullivan, A.B., Alteras-Webb, S.M. (1997). Frequent short rest break from computer work : effects on productivity and well-being at two field sites. *Ergonomics*, 40(1), 78-91.
- Herlihy, J.T., Murphy, R.A. (1973). Length-tension relationship of smooth muscle of the hog carotid artery. *Journal of the American heart association.* Vol. 33 : 275-283

Hertzberg, H.T.E. (1955). Some contributions of applied physical anthropology to human engineering. *Ann NY Acad Sci.* 63, 616-629.

House, R. (2010). Vasospasm in the feet in workers assessed for HAVS. *Occupational Medicine.*

Hudlicka, O. (1984). Development of microcirculation: capillary growth and adaptation. *Handbook of physiology*, sec 2, The cardiovascular system, vol IV, Microcirculation, part 1. EM Renkin. Washington. pp.165-216.

Hunt, C. (1961). On the nature of vibration receptors in the hind limb of the cat. *J.Physiol.*, 155, 175-186.

INRS (2006) : Guide des bonnes pratiques en matière de vibrations mains-bras. Guide consultatif des bonnes pratiques en vue de l'application de la Directive 2002/44/EC par la Commission de Travail «Vibration» et la Commission Européenne. Paris.

INRS (2007) : Brochure réalisé dans le cadre du contrat européen EC BIOMED II. Syndrome des vibrations : La main en danger. Paris

ISO 5349-1 : 2001 Vibrations mécaniques – Mesures et évaluations de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main – Partie 1 : Exigences générales

Jarvholm. U., Palmerud, G., Styf, J., Herberts, P., Kadefors, R. (1988). Intramuscular pressure in the supraspinatus muscle. *J Orthop Res*, 6(2), 230-238

Jami, L. (1992). Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions. *Physiological reviews*, Vol. 72 (3), 623-666

Jansen, J.K.S. (1962). Spasticity-functional aspects. *Acta Neurol Scand.* 38, 41-51.

Johansson, R. S., Landström, U. & Landström, R. (1982). Responses of mechanoreceptive afferent units in the glabrous skin of the human hand to sinusoidal skin displacements. *Brain Res.*, 244, 17-25.

Kapandji, A.I. (1980). *Physiologie articulaire : Tome 1.* 5^{ème} édition, Éditions Maloine S.A.

Kihlberg, S. (1995). Biodynamic response of the hand-arm system to vibration from an impact hammer and grinder. *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 16, p. 1-8.

Kim, J.H., Jung, S.G., Kim, K.S. (1985). An investigation of the steering wheel vibration and its reduction in passengers cars. *Society of automotive engineers.* pp. 961-968

Kumar, S., Mital, A. (1996). *Electromyography in ergonomics.* Édition Taylor and Francis, Grande-Bretagne.

- Kume, Y., Maeda, S., Hashimoto, F. (1984). Effect of localized vibration in work environment on organic functions tip for durface roughness. International conference on occupational ergonomics. Canada.
- Kuorinka, I., Forcier, L. (1995). Les lésions attribuables au travail répétitif. Éditions Multimondes, Éditions Maloine, IRSST, Canada
- Landström, U., Lundström, R. (1985). Changes in wakefulness during exposures to whole body vibration. *Electroencephalog. Clin. Neurophysiol.* 61, 411-415.
- Light, L.H., McKellan, G.E., Klenerman, L. (1980). Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *Journal of biomechanics.* 13, pp.477-480.
- Loewenstein, W.R., Cohen, S. (1959). After-effects of repetitive activity in a nerve ending. *Journal of general physiology.* 43, 335-345.
- Loewenstein, W. R., Mendelson, M. (1965). Components of receptor adaptation in a pacinian corpuscle. *J.Physiol.(Lond.)*, 17, 377-397.
- Luchetti, R., Schoenhuber, R., Alfarano, M., De Luca, S., De Cicco, G., Landi A. (1990). Carpal tunnel syndrome : correlations between pressure measurement and intraoperative electrophysiological nerve study. *Muscle & Nerve*, 13, 1164-1168.
- Lund, J.P., Donga, R., Widmer, G., Stohler, C.S. (1991). The pain adaptation model : a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor acitivity. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology.* 69, 683-694.
- Lundborg, G., Gelberman, R.H., Minteer-Convery, M., Lee, Y.F., Hargens, A.R. (1982). Median nerve compression in the carpal tunnel : functional response to experimentally induced controlled pressure. *J Hand Surg*, 7(3), 252-259.
- Lundborg, G. (1994). Pain, Nerve dysfunction and fatigue in a vibration-exposed population. *Quality of life research.* Dec 3. pp 39-42
- Lundström, R. (1984). Local vibrations-mechanical impedance of the human hand's glabrous skin. *Journal of biomechanics.* 17, 137-144.
- Lundstrom, R. J. (1986). Responses of mechanoreceptive afferent units in the glabrous skin of the human hand to vibration. *Scand.J.Work.Envirn.Health*, 12, 413-416.
- Lundström. R., Johansson, R.S. (1986). Acute impairment of the sensitivity of skin mechanoreceptive units caused by vibration exposure of the hand, *Ergonomics*, 29,5, pp 687-698

- Marcotte, P., Aldien, Y., Boileau, P.-É., Rakheja, S., Boutin, J. (2005). Effect of handle size and handhandle contact force on the biodynamic response of the hand-arm system under *zh*-axis vibration. *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 283, pp1071-1091
- Marcotte, P., Boileau, P.E., Rakheja, S., Aldien, Y., Boutin, J. (2006). Contrôle des vibrations main-bras engendrées par l'opération d'outils portatifs vibrants. Études et recherches, Rapport IRSST R-467
- Marieb, E.N. (1999). Anatomie et physiologie humaines, 2^{ème} édition. Éditions du renouveau pédagogique. Montréal
- Martin, B.J., Park, H.S. (1997). Analysis of the tonic vibration reflex : influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Physiol*. 75, 504-511.
- Maton, B. (1977). Fréquence et recrutement des unités motrices du muscle biceps brachial au cours du travail statique chez l'homme normal., *J Physiol*. 73, 177-199.
- Matthews, P. B. C. (1964). Muscle spindles and their motor control. *Physiol.Rev.*, 44, 219-288.
- McArdle, W., Katch, F., Katch, V. (2001). Physiologie de l'activité physique, 4^{ème} édition. Édition Maloine, Paris.
- McDowell, T.W., Wiker, S.F., Dong, R.G., Welcome, D.E. (2007). Effects of vibration on grip and push force-recall performance. *International Journal of Industrial Ergonomics*, pp 257-266
- McGill, S.M. (1997). The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. *J Biomechanics* 30(5): 465-475
- Morioka, M., Griffin, M.J. (2006). Magnitude-dependence of equivalent comfort contours for fore-and-aft, lateral, and vertical hand-transmitted vibration. *Journal of Sound and Vibration* 295, pp 633-648
- Morioka, M., Griffin, M.J. (2009). Equivalent comfort contours for vertical vibration of steering wheels: effect of vibration magnitude, grip force, and hand position. *Applied ergonomics*, pp 817-825
- Nigg, B.M., Herzog, W. (1994). Biomechanics of the musculo-skeletal system. Éditions John Wiley & Sons. pp. 243-248
- O'Driscoll, S.W., Horii, E., Ness, R., Cahalan, T.D., Richards, R.R., An, K.N. (1992). The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. *J Hand Surg*. 17A(1), 169-177.

- Olsen, N., Petring, O.U. (1988). Vibration elicited vasoconstrictor reflex in Raynaud's phenomena. *Br J Ind Med.* 45, 415-419.
- Park, H.S., Martin, B.J. (1993). Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue. *Scand J Work Environ Health.* 35-42
- Pelmear, P.L., Wasserman, D.E. (1998). *Hand-Arm Vibration—A comprehensive guide for occupational health professionals.* Beverly Farms, MA: OEM Press.
- Perotto, A., Delagi, E.F. (2005). *Anatomical guide for the electromyographer : the limbs and trunk*, 4ème edition. Charles C Thomas Publisher.
- Petersen, R., Andersen, M., Mikkelsen, S., Nielsen, S.L. (1995). Prognosis of vibration induced white finger, a follow up study. *Occupational and Environmental Medicine*, 52, pp 110-115
- Petit, J., Scott, J.J.A., Reynolds, K.J. (1997). Tendon organ sensitivity to steady-state isotonic contraction of in-series motor units in feline peroneus tertius muscle. *Journal of physiology*, 500.1, 227-233
- Phillips, J.R., Johnson, K.O. (1981). Tactile spatial resolution. Neural representation of bars, edges, and gratings in monkey primary afferents. *Journal of neurophysiology.* 46, 1192-1203.
- Pitner, M.A. (1990). Pathophysiology of overuse injuries in the hand and wrist, *Hand Clin*, 6(3), pp 355-366
- Porter, A.L., Calvi, L.M. (2008). Communications between bone cells and hematopoietic stem cells, *Arch Biochem Biophys.* 473(2), 193-200.
- Pyykkö, I. (1986) Clinical aspects of the hand-arm vibration syndrome. A review. *Scandinavian Journal of Work and Environmental Health* 12, pp 439-447
- Pyykkö, I., Färkkilä, M., Toivanen, J., Korhonen, O., Hyvärinen, J. (1976). Transmission of vibration in the hand-arm system with special reference to changes in compression force and acceleration. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* 2, pp 87-95
- Radwin, R.G., Armstrong, T.J., Chaffin, D.B. (1987). Power hand tool vibration effects on grip exertions. *Ergonomics*, 30, 5, pp 833-855
- Reynolds, D.D., Angevine, E.N. (1977). Hand-arm vibration. Part II: Vibration transmission characteristics of the hand and arm. *Journal of Sound and Vibration* 51, pp 255-265
- Reynolds, D.O., Soedel, W. (1972). Dynamic response of the hand-arm system to sinusoidal input. *J Sound Vib*, 21, pp 339-53 .

- Ribot-Ciscar, E., Vedel, J.P., Roll, J.P. (1989). Vibration sensitivity of slowly and rapidly adapting cutaneous mechanoreceptors in the hum foot and leg. *Neuroscience Letters*, 1-2, 130-135.
- Ribot-Ciscar, E., Rossi-Durand, C., Roll, J.P. (1998). Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neurosci Lett.* 258, 147-150.
- Roll, J.P., Vedel, J.P., Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Exp Brain Res.* 76, 213-222.
- Rosse, C., Clawson, D.K. (1980). The musculoskeletal system in health and disease, Harper and Row, Hagerstown, MD, pp.3-88.
- Salvendy, G., Smith, L.J. (1981). Machine pacing and occupational stress : Proceedings of the international conference. Purdue university. Taylor and Francis, Londres.
- Schulte, E.L., Kallenberg, A., Christensen, H., Disselhorst-Klug, C., Hermens, H.J., Rau, G., Søgaard, K. (2006). Comparison of the electromyographic activity in the upper trapezius and biceps brachii muscle in subjects with muscular disorders. *European Journal of Applied physiology.* 96(2), 185-193.
- Semid, O. (2002). Identification et évaluation des facteurs de risques à l'origine des lésions musculo-squelettiques aux membres supérieurs dans le secteur des services automobiles. Mémoire de maîtrise. Université du Québec à Trois-Rivières.
- Seroussi, R., Wilder, D-G., Pope, M-H. (1987). Trunk muscle electromyography and whole body vibration, *J.Biomech*, 20, pp135-146
- Schüldt, K., Ekholm, J., Harms-Ringdahl, K., Németh, G., Arborelius, U.P. (1986b). Effects of changes in sitting work posture on static neck and shoulder muscle activity. *Ergonomics*, 29 (12) pp 1525-1537
- Shayaa, M.S., Giacomini, J.A., Dormegnie, E., Richard, L. (2001). Human perception of sinusoidal rotational steering wheel vibration. 36th UK group meeting on human responses to vibration. Farnborough, UK.
- Silverstein, B.A. (1985). The prevalence of upper extremity cumulative trauma disorders in industry, thèse de doctorat, Ann Arbor, Université du Michigan.
- Sjøgaard, G., Kiens, B., Jorgensen, K., Saltin, B. (1986). Intramuscular pressure, EMG and bloodflow during low level prolonged static contractions in man. *Acta Physiol Scand.*, Vol 128. 475-484
- Sjøgaard, G., Jensen B.R., Hargens A.R., Søgaard K. (2004). Intramuscular pressure and EMG relate during static contractions but dissociate with movement and fatigue. *Journal of applied physiology.* Vol 96(4), 1522-1529

- Smith, J.S., Coronado, R., Meissner, G. (1985). Sarcoplasmic reticulum contains adenine nucleotide-activated calcium channels. *Nature*. 316, 736-738
- Sokolove, P.G., Cook, I.M. (1971). Inhibition of impulse activity in a sensory neuron by an electrogenic pump. *Journal of general physiology*. 57, 125-163.
- Streeter, H. (1970). Effects of localized vibration on the human tactile sense. *Amer Ind Hyg Assoc J*. 31(1), 87-91.
- Sundelin, G., Hagberg, M. (1989). The effects of different pause types on neck and shoulder EMG activity during VDU work, *Ergonomics*. 32(5), 527-537
- Takeuchi, T., Takeya, M., Imanishi, H. (1986). Pathological changes observed in the finer biopsy of patients with vibration-induced white finger. *Scand J Work Environ Health*. 12, 280-283.
- Thompson, C., Belanger, M., Fung, J. (2010). Effects of plantar cutaneo-muscular and tendon vibration on posture and balance during quiet and perturbed stance. *Human Movement Science*, doi:10.1016/j.humov..04.002
- Thonnard, J.L., Masset, D., Penta, M., Piette, A., Malchaire, J. (1997). Short-term effect of hand-arm vibration exposure on tactile sensitivity and manual skill. *Scandinavian journal of work, environment and health*. 23(3), 193-199.
- Tortora, G.J., Derrickson, B. (2007). *Principes d'anatomie et de physiologie*, 2^{ème} édition. Éditions du renouveau pédagogique. Canada
- Trivedi, B., Danforth, W.H. (1966). Effect of pH on the kinetics of frog muscle phosphofructokinase. *Journal Biol Chem*. 241, 4110-4114.
- Turcot, A. (1993). L'étude du syndrome vibratoire en regard du pré test d'un questionnaire administré à un groupe de travailleurs exposés aux vibrations dans un chantier maritime, Essai de maîtrise en santé communautaire. École des gradués, Université Laval., (Québec)
- Van Albada, S.J., Robinson, P.A. (2007). Transformation of arbitrary distributions to the normal distribution with application to EEG test-retest reliability. *Journal of neuroscience methods*. 161, 205-211.
- Verrillo, R.T. (1968). A duplex mechanism of mechanoreception. In : *The skin senses, proceedings of the first international symposium on the skin senses*. Florida. pp. 139-159.
- Verrillo, R.T. (1985). Psychophysics of vibrotactile stimulation. *The journal of the acoustical society of America*. 77, pp. 225-232.

- Verrillo, R.T., Gescheider, G.A. (1977). Effect of prior stimulation on vibrotactile thresholds. *Sensory processes*. 1, 292-300.
- Winter, R.D. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*, 2^{ème} édition. John Wiley and sons. New York.
- Winter, D.A. (1979). *Biomechanics of Human Movement*. Wiley (New York) pp 1-202
- Winter, D.A., Fuglevand, A.J., Archer, S.E. (1994). Crosstalk in surface electromyography : theoretical and practical estimates. *J.Electromyogr. Kinesiol.*, 4, 15-26.
- Wirhed, R. (1985). *Anatomie et science du geste sportif*, Éditions Vigot. France
- Woo, S.L., Buckwalter, J.A. (1988). Injury and repair of the musculoskeletal soft tissues, *Journal of orthopaedic research*, (Georgia)
- Xu, X.S., Welcome, D.E., McDowell, T.W., Warren, C., Dong, R.G. (2009). An investigation on characteristics of the vibration transmitted to wrist and elbow in the operation of impact wrenches. *International Journal of Industrial Ergonomics*, pp 174-184
- Yoshitake, Y., Shinohara, M., Kouzaki, M., Fukunaga, T. (2004). Fluctuations in plantar flexion force are reduced after prolonged tendon vibration. *Journal of applied physiology*. Vol 97, 2090-2097.